HAL
open science

Evaluation des effets de l'ajout d'interfaces haptiques sur le suivi manuel de trajectoires

Jérémy Bluteau

To cite this version:

Jérémy Bluteau. Evaluation des effets de l'ajout d'interfaces haptiques sur le suivi manuel de trajectoires. Autre [cs.OH]. Institut National Polytechnique de Grenoble - INPG, 2010. Français. NNT : . tel-00524533

HAL Id: tel-00524533

https://theses.hal.science/tel-00524533

Submitted on 8 Oct 2010

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.

Université de Grenoble

Ecole Doctorale MSTII, Mathématiques, Sciences et Technologies de l'Information, Informatique

Numéro Attribué par la bibliothèque

Évaluation des effets de l'ajout d'interfaces haptiques sur le suivi manuel de trajectoires

THÈSE

présentée et soutenue publiquement le 02 Juin 2010

pour l'obtention du

Doctorat de l'Université de Grenoble

(spécialité informatique)

par

Jeremy Bluteau

Directeurs de Thèse :

Sabine Coquillart
Edouard Gentaz
Yohan Payan

Composition du jury :

Jocelyne Troccaz	Directrice de Recherche CNRS	Présidente
Gabriel Baud-bovy	Professeur Università Vita-Salute San Raffaele, Milan	Rapporteur
Christophe Chaillou	Professeur Université de Lille	Rapporteur
Claude Andriot	CEA-LIST	Examinateur
Patrick Helmer	Force Dimension	Examinateur
Marie-Dominique Dubois	Docteur en Médecine	Invité
Sabine Coquillart	Directrice de recherche INRIA	Directrice
Edouard Gentaz	Directeur de Recherche CNRS	Co-directeur
Yohan Payan	Directeur de Recherche CNRS	Co-directeur

LIG, INRIA - TIMC-IMAG, Université Joseph Fourier
LPNC, Université Pierre Mendès France - Institut Polytechnique de Grenoble

Remerciements

C'est toujours une délicate entreprise que de tenter de remercier tous les participants, intervenants, collaborateurs, collègues et amis de trois ans et demi de vie partagée. Comment rendre à chacun une reconnaissance à sa juste valeur sans pour autant tomber dans une énumération interminable ? Le jeu en vaut la chandelle et je m'y prête avec plaisir tout en m'excusant par avance auprès des personnes non mentionnées ou lésées par ces remerciements.

Je commencerai donc par remercier les instigateurs de ce projet de thèse, *i.e.* mes trois directeurs de thèse : Sabine Coquilllart, Yohan Payan et Edouard Gentaz. Je tiens tout particulièrement à remercier Yohan pour son soutien salvateur lors de l'écriture de ce manuscrit, son efficacité, sa justesse et ses réflexions scientifiques constructives qui m'ont permis de me former véritablement à la recherche - et ce, malgré son éloignement géographique. Edouard m'a aussi été d'un grand soutien et un très bon formateur en me montrant une recherche plaisante, florissante, épanouie (voire « sexy »), bien que très occupé mais restant toujours à l'écoute. Edouard, tu es un chercheur qui sait rêver et faire rêver ; je t'en remercie grandement.

Cette thèse n'aurait pas pu se réaliser sans le soutien organisationnel et financier du Plan Pluridisciplinaire de Formation (PPF) intéraction multimodale, et plus particulièrement Gérard Bailly. Je tiens aussi à remercier la région Rhône-Alpes pour son soutien.

Ce travail de thèse a été soumis à la critique d'un jury que je tiens à remercier de tout cœur, notamment pour les remarques constructives, discussions pointues et points de vue scientifiquement divergents, et ce malgré la diversité des domaines abordés dans ce manuscrit. Un grand merci aux rapporteurs qui ont effectué un énorme travail, sérieux et très approfondi.

La plupart des résultats de ce manuscrit sont issus de la passation de nombreux sujets, étudiants, collègues... Je vous remercie pour votre temps passé et votre implication dans mes recherches.

Continuons sur les aspects scientifiques et portons nous sur les différents environnements dans lesquels c'est déroulée cette thèse. Trois laboratoires, trois ambiances et beaucoup de personnes rencontrées. Tous d'abord à l'INRIA Rhône-Alpes, mes salutations vont en premier lieu à mes collègues ingénieurs, thésards et collaborateurs : Thomas Amory, Yann Mazel, Adrien Brilhaut, Andréas Push, Ina Tirslin, Olivier Martin. Sans oublier toutes les personnes des autres équipes INRIA : Jeff, Rocher Pissard, Benjamin Petit, Antoine Meler, Estelle Duveau, James Crowley. J'aimerai continuer par le LPNC et ces personnes qui m'ont initié et appris les sciences sociales. Anne Hillairet de Boiseferon en premier car nous avons tellement travaillé et passé de temps à discuter nos résultats, à blâmer ces malheureuses « stats » et à discuter avec ferveur les suggestions scientifiques de notre directeur de thèse commun. Ensuite, dans le désordre, j'aimerai remercier Julien Diard, Richard Palluel-Germain, Yvette Hatwell, Sebastien Caudron, Sebastien Boisard, Estelle Gilet - et tous les autres futurs docteurs... - pour leur aide, collaborations ou tout simplement moments partagés... Enfin, les personnes du TIMC, dernier endroit où c'est notamment passé la rédaction de ce manuscrit. Ce laboratoire, et plus particulièrement l'équipe GMCAO c'est révélé un havre de sympathie, de bonne humeur, tout en y apportant du contenu scientifique de qualité. Des remerciements spéciaux à l'égard de Jocelyne Troccaz, à la fois pour sa façon si particulière d'inculquer cet esprit de courtoisie et de bonne ambiance pour faire du « labo » un lieu de vie où l'on prend plaisir à venir travailler tous les jours, et y partager des instants privilégiés avec des personnalités ouvertes d'esprit. Merci aux anciens thésard qui m'ont précédé : Nabil Zemiti, Antoine Leroy, Fabien Robineau, Claudio Lobos. Merci aux collègues : Philippe Cinquin, Rémi, Anna, Manhu, Céline (et tout

ses chocolats. . .), Christophe, Marek, Seb, Gaël, Anne-So et Sandrine (les deux plus sympathiques fumeuses du labo ;-)). Specials thanks à Joe et Mika (mes deux co-bureaux) pour leurs grandes questions et discussions sur les sorties de ski de rando, etc. Merci aux électrons libres gravitant autour de l'équipe : Bruno, Audrey, Simon, Nicolas Glade, Olivier Pellano, Chantal Müller, Noureddine . . . et Oscar. Merci à tous les stagiaires passés pour leur ouverture d'esprit et les bonnes sorties escalade, *via ferrata*, rando - parfois nocturnes, BBQ. . .

Dans chacune de ces trois équipes, j'aimerai tout particulièrement remercier les assistantes, qui se sont coupées en quatre (tout en gardant le sourire) pour comprendre et démêler ma situation administrative complexe. Un grand merci à Annie Simon, Ahlem Zammit Boubaker, Claire Leroy et Corinne Meunier.

De plus, une dernière équipe avec laquelle j'ai collaboré était localisée à France Telecom Grenoble. Merci à Sophie Zijp-Rousier, Bernard Hennion (pour son travail précédent), Nicolas Tarrin et Philippe Gouagout.

Merci à KLUGG pour le parterre musical qui à entouré la réalisation de cette thèse : grand merci à Lo, Rémi, Yéyé et Mike !

Merci à tout l'EPUG pour les bulles de bonne humeur, et en particulier Coco, JMK, Francois, Tof, Virginie, Tatiana, Jéjé, Renaud, Yann,. . .

Tous mes amis qui m'ont manqué pendant la réalisation de cette thèse mais qui ont toujours été présents dans son déroulement (et même avant. . .). Je vous dois beaucoup. Merci à tous les « potes » de la Yaute (Agnès, Amandine, Sylvain, Doc, Julie, Yannou, Jenny, Fabien, Fanny, Romain, Christophe, Madison), les amis de Grenoble (Milix, Juju, Dadou, Claire, Miky, Céline, Laure, Sandrine, Noan ;-), Stéphanie, Renaud B., Marcos, Francois Branchon. . .), de plus loin (Yann - de Singap', Mélanie et Alex - du japon ?, Amandine - de Montpellier, Magalie, Guillaume Gilet et Clément Forest - de Strasbourg, Yves Blanc - du cosmos ?) ou finalement de plus près (Djul).

Enfin, je remercie ma sœurette Marielle, ma Maman et mon Papa pour votre compréhension, soutien et votre présence à ma soutenance.

Table des matières

Liste des publications réalisées dans le cadre de la thèse **ix**

Introduction

1 Contributions 2

2 Présentation de l'organisation du manuscrit 3

Partie I Etat de l'art **5**

Chapitre 1 De la main au geste manuel volontaire **7**

1.1 Du toucher au sens haptique 8

1.1.1 Physiologie de l'appareil tactile humain 8

Récepteurs sensoriels 8

Transmission des informations sensorielles 11

Traitement cortical 11

1.1.2 Sens haptique : des définitions différentes selon les disciplines 12

1.2 Geste manuel 13

1.2.1 La main : anatomie, mouvements et procédures exploratoires 13

1.2.2 Définition 15

1.3 Mouvement volontaire 15

1.3.1 Planification 16

« Où est la tasse ? » et « Où se trouve ma main ? » 16

« Comment atteindre la tasse ? » 17

Première approche : une planification dans l'espace des articulations 17

Seconde approche : une planification dans l'espace des tâches 17

« Comment calculer la commande motrice ? » 18

1.3.2 Contrôle ou « la commande est-elle correcte ? » 18

1.4 Lien entre la perception et l'action 23

1.5 Résumé 24

1.6 Références bibliographiques 24

Chapitre 2 Interfaces haptiques **29**
2.1 Historique et classification des interfaces haptiques 30
2.1.1 Approche historique 30
2.1.2 Proposition de classification des interfaces haptiques 32
2.2 Interfaces haptiques à perception thermique 34
2.3 Interfaces haptiques à perception tactile 34
2.3.1 Dispositifs vibrotactiles 34
2.3.2 Dispositifs électro-tactiles 36
2.3.3 Dispositifs à surface déformable 37
2.3.4 Dispositifs tangibles 37
2.3.5 Hologramme haptique 38
2.3.6 Dispositifs à illusions perceptives 38
2.4 Interfaces haptiques à perception kinesthésique 40
2.4.1 Exosquelettes 40
2.4.2 Robots porteurs ou à base mobile 40
2.4.3 Interfaces manipulables 42
2.4.4 Dispositifs isométriques 46
2.4.5 Dispositifs à Illusions perceptives 46
2.5 Problématiques de l'utilisation des interfaces haptiques 47
2.5.1 Temps réel 47
2.5.2 Espace de travail et degrés de liberté 48
2.5.3 Caractéristiques techniques 49
2.6 Rendu haptique « *Haptic rendering* » 49
2.7 Résumé 51
2.8 Références bibliographiques 51

Chapitre 3 Guidage haptique **55**
3.1 Stratégies de guidage 56
3.1.1 Guidage par contrôle partagé 56
3.1.2 Guidage par correction 57
3.1.3 Guidage par démonstration 57
3.2 Contrôle des dispositifs haptiques 57
3.3 Type d'informations renvoyées à l'utilisateur 59
3.3.1 Informations « pauvres », de type Alertes 59
3.3.2 Informations basées sur la position 59
3.3.3 Informations basées sur la force 60
3.4 Résumé 61

3.5 Références bibliographiques 61

Partie II Analyse des trajectoires **63**

Chapitre 4 La trajectoire **65**

4.1 Plusieurs modèles d'interpolation 66

4.1.1 Interpolation linéaire 68

4.1.2 Interpolation cosine 68

4.1.3 Interpolation spline 69

4.2 Quelle est la meilleure méthode d'interpolation aux vues de nos trajectoires ? Le type d'interpolation influence t-il la mesure d'une variable ? 70

4.3 Quel espace de réalisation choisir pour analyser les trajectoires du geste manuel ? . . 73

4.4 Trajectoires planifiées 74

4.5 Résumé et conclusions des contributions 76

4.6 Références bibliographiques 76

Chapitre 5 Mesure des performances haptiques humaine **77**

5.1 Les différents facteurs 77

5.2 Quelles variables mesurer ? 79

5.3 Evaluation de critères cinématiques et spatiaux : une comparaison entre des mesures subjectives et objectives. 81

5.3.1 Méthode 81

5.3.2 Résultats 82

5.3.3 Discussion 83

5.4 Quelle situation analyser ? 84

5.5 Quelle méthodologie utiliser ? 84

5.6 Résumé et conclusions des contributions 85

5.7 Références bibliographiques 87

Partie III Contributions expérimentales **89**

Chapitre 6 Suivi de trajectoires 2D : Guidage haptique pour l'apprentissage de l'écriture **91**

6.1 Apprentissage de l'écriture : point de vue de la psychologie cognitive 92

6.2 Etat de l'art des simulateurs visuo-haptiques 93

6.2.1 Environnements Informatiques pour l'Apprentissage Humain (EIAH) 94

6.2.2 Apprentissage et entraînement visuo-haptique 94

6.2.3 Apprentissage et entraînement visuo-haptique de l'écriture 96
6.2.4 Résumé, conclusions et problématique 97
6.3 Contexte expérimental 97
6.3.1 Dispositif d'écriture haptique 98
Structure générale 98
Dispositif haptique et modifications 99
Calibration visuo-haptique 100
Considérations ergonomiques 103
6.3.2 Protocoles 103
6.3.3 Analyse 103
6.4 Expérience 1 - Influence de deux types de guidage haptique sur le suivi de trajectoires simples : les ellipses 105
6.4.1 Méthode 105
Trajectoires 105
Conditions expérimentales 106
Condition contrôle 106
Condition de guidage haptique à base des informations de positions . 106
Condition de guidage haptique à base des informations de forces . . 106
Protocole 107
Participants 107
6.4.2 Résultats 108
6.4.3 Discussion préliminaire 109
6.5 Expérience 2 - Influence de deux types de guidages haptique sur le suivi de nouvelles trajectoires : les lettres arabes et japonaises 109
6.5.1 Méthode 110
Trajectoires 110
Conditions expérimentales 110
Protocole 111
Participants 111
6.5.2 Résultats 112
6.5.3 Discussion préliminaire 113
6.6 Expérience 3 - Influence de différents paramètres sur le guidage haptique en position 113
6.6.1 Méthodologie 113
Trajectoires 113
Conditions expérimentales 113
Protocole 114
Participants 115

6.6.2 Résultats 115
6.6.3 Discussion préliminaire 117
6.7 Discussion générale et conclusion 117
6.8 Références bibliographiques 119

Chapitre 7 Suivi de trajectoires 3D simples : Modification d'indices kinesthésiques en environnement virtuel 123
7.1 Etat de l'art sur les indices kinesthésiques 124
7.2 Expérience - Modification d'indices kinesthésiques en environnement virtuel 126
7.2.1 Matériel et méthode 127
Trajectoire 127
Conditions expérimentales 129
Dispositif et verrous technologiques 131
Le workbench : plan de travail virtuel 131
Le SPIDAR 132
La configuration Workbench + SPIDAR 132
Protocole 133
Analyse 135
Participants 137
7.2.2 Résultats 137
7.3 Discussion et conclusion 139
7.4 Références bibliographiques 140

Chapitre 8 Suivi de trajectoires 3D complexes : Guidage tactile pour la chirurgie en base du crâne 143
8.1 Guidage tactile 144
8.2 Chirurgie en base du crâne et problématiques associés 145
8.3 Etat de l'art sommaire des simulateurs de chirurgie 149
8.4 Expériences 1 et 2 - Guidage tactile pour la chirurgie en base du crâne 152
8.4.1 Matériel et méthode 152
Dispositif et verrous technologiques 152
La trajectoire 155
Les retours sensoriels 156
Méthodologie 160
Expérience 1 : Efficacité préférentielle sur le logiciel de familiarisation des retours sensoriels vibrotactiles. 161

Expérience 2 : Suivi de trajectoire complexe sur le simulateur de chirurgie en base du crâne. 163
Participants 163
8.4.2 Résultats observés chez les sujets novices 164
Expérience 1 164
Expérience 2 166
Discussion préliminaire 166
8.4.3 Résultats observés chez un chirurgien expert 168
Expérience 1 168
Expérience 2 168
8.5 Discussion et conclusion 171
8.6 Références bibliographiques 172

Partie IV Discussion générale et transversale 175

Chapitre 9 Approche transversale, conclusion générale et perspectives 177
9.1 Synthèse des objectifs et hypothèses 177
9.2 Synthèse des principaux résultats d'expériences 178
9.3 Discussion transversale 181
9.4 Perspectives 182
9.5 Références bibliographiques 184

Annexes 187

Annexe A Analyse statistique de l'influence du type d'interpolation sur le calcul de l'erreur moyenne en fonction du type de trajectoire expérimentale 189

Annexe B Résumé de l'état de l'art des simulateurs visuo-haptiques 191

Annexe C Questionnaire post expérience fourni aux participants de l'étude sur l'influence des indices kinesthésiques de type compensation de masse et simulation de l'inertie 197

Annexe D Questionnaire pour les expériences sur l'influence du guidage vibrotactile pour le suivi de trajectoires 199

Liste des publications réalisées dans le cadre de la thèse

ARTICLES

- **Bluteau J.** ; Dubois M.D. ; Coquillart S. ; Gentaz E. & Payan Y. (2010) « Vibrotactile guidance for trajectory following in Computer Aided Surgery ». 32nd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBS). Buenos Aires, Argentina.
- Gentaz, E. ; Faineteau, H. ; Gilet, E. ; **Bluteau, J.** ; Palluel-Germain, R. & Diard, J. (à paraître - 2010), « L'estimation kinesthésique des distances : études comportementales et modélisation probabiliste. », L'Année Psychologique.
- **Bluteau, J.** ; Gentaz, E. ; Payan, Y. & Coquillart, S. (2009), « Short paper : Role of force-cues in path following of 3D trajectories in Virtual Reality. »,Joint Virtual Reality Conference of EGVE - ICAT - EuroVR EG Symposium Proceedings, pages 9-12.
- **Bluteau, J.** ; Hillairet de Boisferon, A. & Gentaz, E. (2009), « Apprendre à écrire : apports des interfaces haptiques . », Techniques de l'ingénieur, Ref RE131.
- Gentaz, E. ; **Bluteau, J.** & Hillairet de Boisferon, a. A. (2008), « Réalité virtuelle et gestes graphomoteurs : apport des guidages haptiques pour (ré)-apprendre à tracer des lettres. », Neuropsy news 7(4), pages 156-160.
- **Bluteau, J.** ; Coquillart, S. ; Payan, Y. & Gentaz, E. (2008), « Haptic guidance improves the visuomanual tracking of trajectories. », PLoS ONE 3(3), e1775.

CHAPITRE DE LIVRE

- **Bluteau, J.** ; de Boisferon, A. H. & Gentaz, E. (à paraître - 2010), Character Recognition, Sciyo.com, Chapter « Assess spatial and kinematics features of characters : a comparison between subjective and objective measures ».

COMMUNICATIONS

- **Bluteau, J.** (2008), « Haptic guidance improve the visuo-manual tracking of ellipses drawing in adults » (invited talk), ICP 2008 - International congress of Psychology - BERLIN - 20-25 July 2008.
- **Bluteau, J.** ; Gentaz, E. ; Coquillart, S. & Payan, Y. (2008), « Haptic guidances increase the visuomanual tracking of Japanese and Arabic letters » (poster), in proceedings of International Multisensory Research Forum (IMRF) - HAMBURG - 16-19 July 2008 , pp. 146.

Introduction

Les interfaces haptiques sont des dispositifs relativement récents issus du monde de la robotique et de l'informatique, qui permettent de générer des retours sensoriels à destination de l'utilisateur. Or, il est difficile à l'heure actuelle d'identifier avec précision les influences de ces retours sensoriels sur la réalisation de tâches dans lesquelles ils se trouvent appliqués. Par exemple, pouvons nous utiliser ces dispositifs en vue de fournir une aide (ou un guidage) au geste réalisé ? Le fait d'ajouter des informations tactiles modifie-t-il notre perception de la tâche ? Comment le geste d'un chirurgien sera-t-il modifié en présence d'un dispositif haptique dans un simulateur de chirurgie ?

L'intégration des dispositifs haptiques dans la vie quotidienne et/ou professionnelle ne peut se faire sans tenir compte de ses influences sur la réalisation du geste humain et son efficience. Une meilleure compréhension des mécanismes d'interaction régissant le triptyque interfaces haptiques, humain et tâche permettra d'améliorer l'intégration de ces dispositifs (*cf.* figure 1). Des questionnements propres et spécifiques à chaque domaine disciplinaire intervenant lors de l'analyse de chacun de ces acteurs y sont figurés. Le recours aux dispositifs haptiques, à l'image des technologies nouvelles, telles que la lecture d'un document *hypertexte* sur un écran d'ordinateur [Gervais, 2002], peut modifier les mécanismes de traitement de l'information et d'action. Or, la problématique reste complexe car elle fait appel à de nombreux résultats encore en débat dans la littérature, issus de différentes disciplines.

La compréhension du geste manuel humain dont le cas particulier du suivi de trajectoires abordé au cours de ce manuscrit, fait appel à la théorie du contrôle sensori-moteur. Plusieurs théories proposent divers encodages possibles pour la réalisation du geste, suggérant différents espaces de représentations du geste. Dès lors, ces différents espaces de représentation vont influencer la performance de l'utilisateur via les différents mécanismes de traitement de cette information mis en œuvre. D'autre part, les mécanismes de contrôle du mouvement humain font appel à une configuration multi sensorielle où plusieurs informations redondantes, complémentaires ou divergentes doivent être intégrées pour aboutir à une commande, et donc à la réalisation d'une action. Ces mécanismes d'intégration ou fusion d'informations multi sensorielles sont largement discutés dans le domaine de la psychologie cognitive. De plus, les mécanismes d'interdépendance entre la perception et l'action, démontrés dans la littérature, nous placent dans un contexte d'analyse au sein d'une boucle sensori-motrice complexe.

La tâche à réaliser va modifier les mécanismes de traitement des informations sensorielles et la performance qui en découlera en sera, de fait, affectée. Ainsi, l'acte d'écriture que nous aborderons au cours de cette thèse, pourtant relativement bien maîtrisé pour des scripteurs adultes, résulte en un certain nombre de difficultés lorsque les trajectoires sont nouvelles (issues d'un alphabet étranger par exemple).

Les interfaces haptiques, avec leurs problématiques technologiques propres et les différents algorithmes de rendu de l'information tactile, thermique ou kinesthésique influencent à leur tour la réalisation de la tâche. Prenons l'image simple de la console de jeu, qui par des signaux de vibrations, modifie l'action du joueur lors du signalement d'un danger ou d'un événement spécifique dans la partie. L'utilisation de ces nouveaux dispositifs haptiques au sein d'environnements numériques pose les problématiques de l'immersion, et du retour d'informations assimilables par les participants. La notion d'immersion, bien connue du domaine de la réalité virtuelle, modifie l'environnement dans lequel l'utilisateur va réaliser

son geste. L'assimilation des retours d'informations repose sur les connaissances physiologiques du fonctionnement humain (seuils de perceptions par exemple), mais aussi sur la similitude de ces informations numériques face à une situation réelle.

Enfin, pour analyser ces différentes interactions, la question du choix de la mesure et de son acquisition est fondamentale. En d'autres termes, qu'est-ce que l'on veut mesurer ? N'y a-t-il pas un biais dû à la mesure elle-même ?

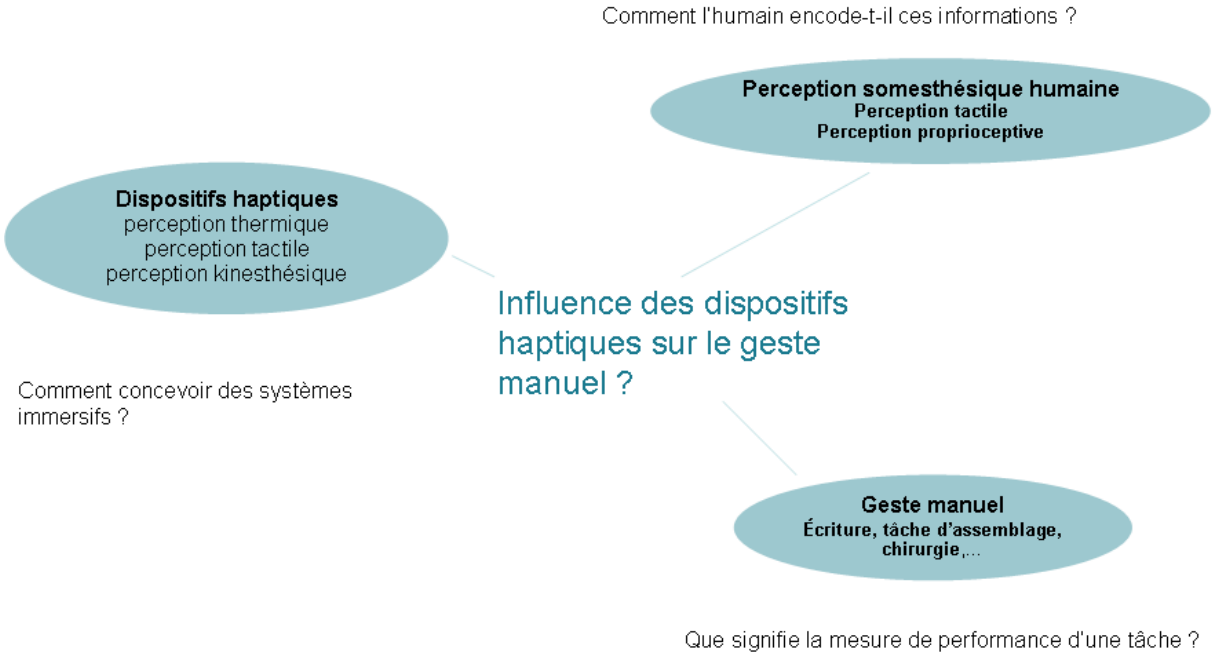


FIGURE 1 – Schéma de la problématique multifactorielle de cette thèse, abordée d'un point de vue multidisciplinaire, entre réalité virtuelle, psychologie cognitive, informatique.

1 Contributions

Afin d'apporter des éléments de réponse à l'analyse de cet environnement complexe, nous proposons dans cette thèse trois types de contributions originales : théorique, méthodologique et expérimentale.

La première est une revue de la littérature sur les dispositifs haptiques. L'apparition de nouveaux types de dispositifs haptiques ces dernières années nous a posé le problème d'inadéquation de ces innovations par rapport aux classifications présentes. Nous avons donc apporté un complément à l'état de l'art par la proposition d'une taxonomie de classification révisée. Cette classification, inspirée des taxonomies existantes, nous semble convenir à la répartition de ces nouveaux dispositifs. La deuxième contribution est méthodologique. En effet, nos premières expérimentations se sont heurtées à des « flous » dans le choix des indices pour mesurer les performances humaines pour le geste manuel et à diverses clarifications dans l'acquisition des données nécessaires à cette analyse. Nous avons conduit deux études préliminaires pour clarifier ces zones d'ombre. La première étude nous a permis de déterminer l'influence du choix d'un type d'interpolation sur l'analyse de trajectoires (données utilisées au cours de ce travail de recherche). Au cours de la seconde étude, nous nous sommes intéressés à la sélection d'indices de performance pour l'analyse du geste manuel, et plus particulièrement à leur justification par rapport aux caractéristiques spatiale et cinématiques de la tâche, mais aussi au rapport entre des indices subjectifs

et objectifs. La troisième contribution est expérimentale. Nous avons réalisé un premier ensemble d'expériences afin de clarifier l'influence du type d'informations (informations de positions ou de forces) utilisées pour générer un guidage haptique de type kinesthésique et l'influence de la « quantité » de ce guidage pour une tâche d'écriture de trajectoires simples (ellipses), puis nouvelles (lettres provenant d'alphabets étrangers). La détermination de l'influence d'une modification des indices kinesthésiques nous a semblé compléter la compréhension des mécanismes présents lors de l'utilisation des dispositifs haptiques. La mise en place d'une expérimentation proposant un suivi de trajectoires tridimensionnelles au cœur d'une configuration de réalité virtuelle nous a permis de confronter nos hypothèses. Enfin, nous avons abordé l'influence des dispositifs haptiques tactiles par une expérimentation de guidage dans une tâche tridimensionnelle complexe : la chirurgie en base du crâne. Cette dernière contribution nous a permis d'analyser les effets d'un tel retour sensoriel sur la performance de novices et d'expert, et suggère de nombreuses perspectives quant aux applications possibles futures.

2 Présentation de l'organisation du manuscrit

L'objectif de la première partie est de présenter assez brièvement les caractéristiques du toucher et du geste manuel (chapitre 1), puis celles des dispositifs haptiques (chapitre 2) et enfin la problématique de guidage haptique (chapitre 3). Nous verrons que de nombreuses questions relatives à l'analyse de la performance humaine subsistent. L'objectif de la seconde partie est de proposer des contributions méthodologiques quant au choix de procédures d'analyses et d'indices liés à la mesure de la performance du geste manuel. L'objectif de la troisième partie est de présenter trois principales expérimentations impliquant des trajectoires bidimensionnelles (geste d'écriture) ou tridimensionnelles (en réalité virtuelle ou dans l'utilisation au sein d'un simulateur de chirurgie), différents types de dispositifs haptiques (vibrotactiles ou à retour d'effort) et de multiples tâches (écriture, manipulation dans une configuration de réalité virtuelle ou encore chirurgie de la base du crâne). Ces expérimentations ont été réalisées successivement (1) au Laboratoire de Psychologie et de NeuroCognition de Grenoble (LPNC) - guidage haptique pour l'apprentissage de l'écriture, chapitre 6, (2) à l'Institut National de Recherche en Informatique et Automatique (INRIA) - suivi de trajectoires 3D simples en configuration de réalité virtuelle, chapitre 7 et (3) au Laboratoire des Techniques de l'Ingénierie Médicale et de la Complexité (TIMC-IMAG) - suivi de trajectoires 3D complexes, chapitre 8 [1]. Ces expérimentations nous ont permis d'apporter une meilleure compréhension des implications des dispositifs haptiques sur le geste manuel en terme de modification des indices haptiques présents et de guidage haptique. Enfin, l'objectif de la dernière partie est d'intégrer l'ensemble de nos résultats dans une discussion générale et transversale, destinée à apporter des tentatives de réponses à la problématique traitée dans le présent manuscrit et de proposer un certain nombre de perspectives. La composition hétérogène des domaines abordés se traduit par une présentation originale de la bibliographie en fin de chaque chapitre afin d'en faciliter la cohérence.

1. Ce travail dans trois laboratoires était recommandé pour l'obtention du financement de cette thèse par la Région Rhône-Alpes.

Première partie

Etat de l’art

Chapitre 1

De la main au geste manuel volontaire

Sommaire

1.1 Du toucher au sens haptique **8**
1.1.1 Physiologie de l'appareil tactile humain 8
1.1.2 Sens haptique : des définitions différentes selon les disciplines 12
1.2 Geste manuel **13**
1.2.1 La main : anatomie, mouvements et procédures exploratoires 13
1.2.2 Définition 15
1.3 Mouvement volontaire **15**
1.3.1 Planification 16
1.3.2 Contrôle ou « la commande est-elle correcte ? » 18
1.4 Lien entre la perception et l'action **23**
1.5 Résumé **24**
1.6 Références bibliographiques **24**

La main est un extraordinaire instrument perceptif. L'étendue de sa représentation corticale est à l'image de ses capacités sensorielles (*cf.* § 1.1 ; [Penfield and Boldrey, 1937; Penfield and Rasmussen, 1950]). Mais la main est aussi un instrument cognitif moteur à part entière, utilisée à quasiment tout moment de notre vie quotidienne. Elle est à la fois outil, senseur et manipulateur. Même si nos avancées technologiques nous font peu à peu « perdre » l'usage de nos mains ([Serres, 2001; Serres, 2007]), cette faculté est néanmoins un pilier de notre quotidien. « La main, c'est un outil universel. La main ne sert à rien, [...] elle sert à tout », pour citer Michel Serres. En effet, à l'heure où l'informatique et l'ordinateur prennent en charge une partie de nos activités manuelles (rédaction de lettre sur ordinateur, dessin, exploration de données physiques, etc.), c'est souvent au détriment du geste technique manuel. Or, le geste manuel influence de manière spécifique les tâches de mémorisation ou de reconnaissance de formes complexes ; la combinaison du toucher, associé à la vision, améliore les performances [Driver and Spence, 1998], et permet un stockage en mémoire plus durable ; mais c'est aussi toutes les réalisations courantes qui en sont perceptiblement modifiées [Longcamp *et al.*, 2008].

1.1 Du toucher au sens haptique

1.1.1 Physiologie de l'appareil tactile humain

La perception tactile chez l'humain fait partie du *système somesthésique* (ensemble de structures associés à la perception, au transport et au traitement final des informations dans le système nerveux). L'intégration des informations tactiles (au sens large) s'effectue à trois niveaux : le niveau des récepteurs sensoriels, le niveau de la transmission (ou voies ascendantes) et le niveau cortical.

Récepteurs sensoriels

Dans la perception cutanée (sans mouvement), les informations issues de la déformation mécanique de la partie de la peau stimulée sont codées par des mécanorécepteurs. Ces récepteurs se situent dans différentes couches de la peau : épiderme, derme et couche sous cutanée (*cf.* figure 1.1).

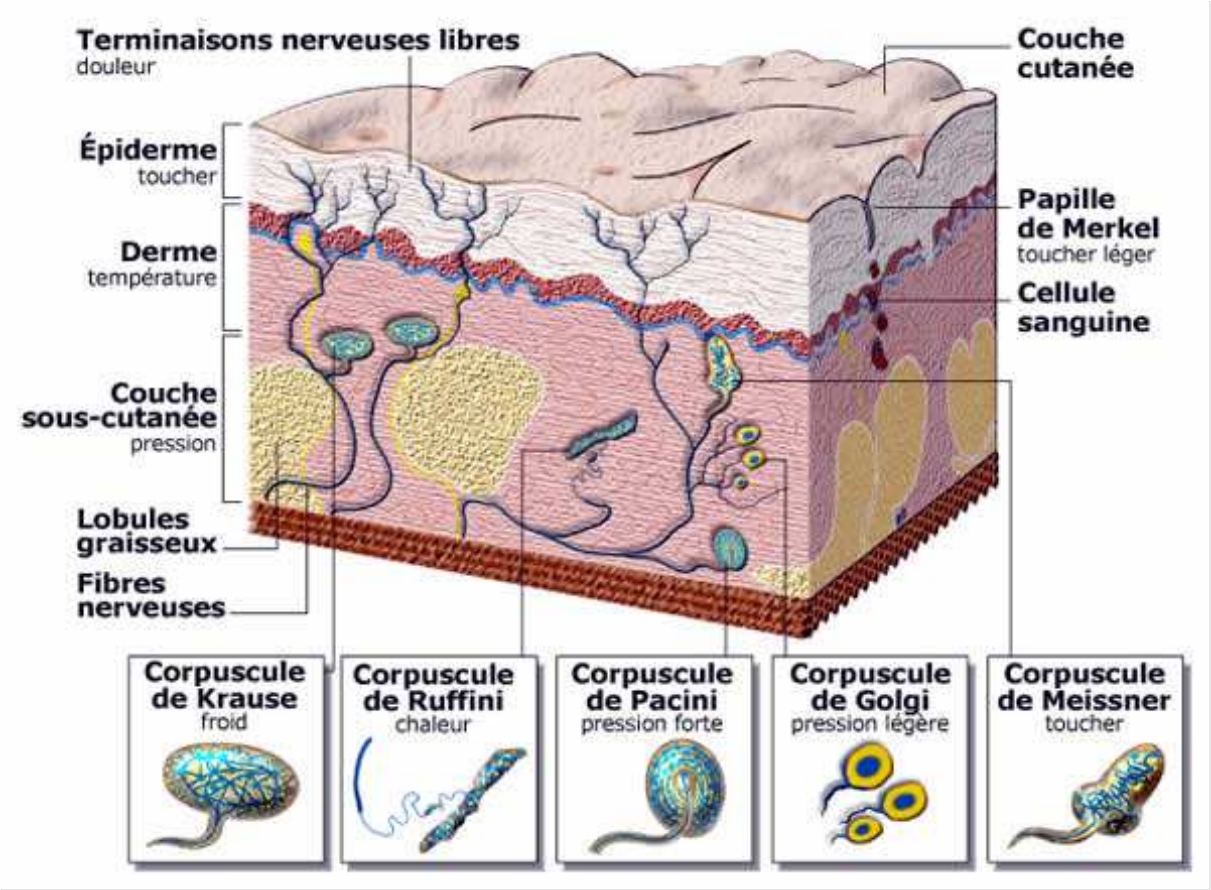


FIGURE 1.1 – Les différents mécanorécepteurs sensoriels de la perception cutanée. (image © CNRS). D'après Tortora *et al.*(1994).

Il existe plusieurs types de mécanorécepteurs qui se différencient par leur façon de répondre à la stimulation de la peau [Johnson and Hsiao, 1992]. Les disques de Merkel (SA-I) et les corpuscules de Ruffini (SA-II) coderaient principalement les informations sur la forme spatiale et la texture des objets (comme des lettres en relief ou le Braille) alors que les corpuscules de Meissner (RA-I) et les corpuscules de Pacini (RA-II) coderaient surtout les mouvements sur la surface de la peau (comme

le glissement d'un verre tenu dans la main) [Blake *et al.*, 1997]. Les deux premières structures (SA-I et SA-II) s'adaptent lentement, avec réponse fréquentielle entre 1 Hz et 200 Hz, mais montrent une résolution spatiale importante. Les deux secondes structures (RA-I et RA-II) s'adaptent rapidement, avec une réponse fréquentielle entre 10 Hz et 1000 Hz, mais au prix d'une résolution spatiale plus faible (*cf.* figure 1.3). La distribution spatiale de ces récepteurs est non uniforme sur la main et leur pourcentage relatif est respectivement de 43% (corpuscules de Meismer), 25% (disques de Merkel), 13% (corpuscules de Pacini) et 19% (corpuscules de Ruffini) [Shimoga, 1992]. Les propriétés de ces mécanorécepteurs cutanés sont résumées dans le tableau 1.2 suivant.

Caractéristique	**Corpuscule de Meissier**	**Corpuscule de Pacini**	**Récepteurs de Merker**	**Terminaisons de Ruffini**
Degré d'adaptation	Rapide	Rapide	Lent	Lent
Localisation	Derme superficiel	Derme et sous cutané	Épiderme basal	Derme et sous cutané
Zone réceptive moyenne	13mm²	101mm²	11mm²	59mm²
Résolution spatiale	Pauvre	Très pauvre	Bonne	Correcte
% d'unités sensorielles	43%	13%	25%	19%
Intervalle de la réponse fréquentielle	10 - 200Hz	70 - 1,000 Hz	0.4 - 100Hz	0.4 – 100Hz
Seuil minimal fréquentiel	40Hz	200-250Hz	50Hz	50Hz
Sensible à la température	Non	Oui	Oui	Oui si la fréquence du signal > 100Hz
Sommation spatiale	Oui	Non	Non	Inconnu
Sommation temporelle	Oui	Non	Non	Oui
Paramètre physique perçu	Courbure de la peau, vitesse, forme locale, glissement, tremblement	Vibration, glissement, accélération	Courbure de la peau, forme locale, pression	Étirement de la peau, force locale

FIGURE 1.2 – Propriétés fonctionnelles des mécanorécepteurs cutanés. D'après Shimoga *et al.* (1992), Bolanowski *et al.* (1988) et Reynier et Hayward (1993).

Dans la perception haptique, aux informations cutanées s'ajoutent les informations issues de la déformation mécanique des récepteurs proprioceptifs résultant des mouvements d'exploration des systèmes articulatoires. Les récepteurs proprioceptifs se situent au niveau des muscles (les fuseaux neuromusculaires), des tendons (les organes tendineux de Golgi) et des articulations (les corpuscules de Ruffini, de Golgi et de Pacini) [Marieb, 2000]. Les récepteurs musculaires fournissent principalement des informations sur la longueur des muscles ou sur la vitesse de changement de cette longueur. Les récepteurs tendineux informent sur le niveau de tension du muscle (niveau de force développée) et ses variations dans le temps. Le rôle des récepteurs articulaires est encore discuté (régulation et/ou facilitation de la proprioception musculaire). Ces informations issues de la déformation mécanique fournissent une information appelée proprioceptive.

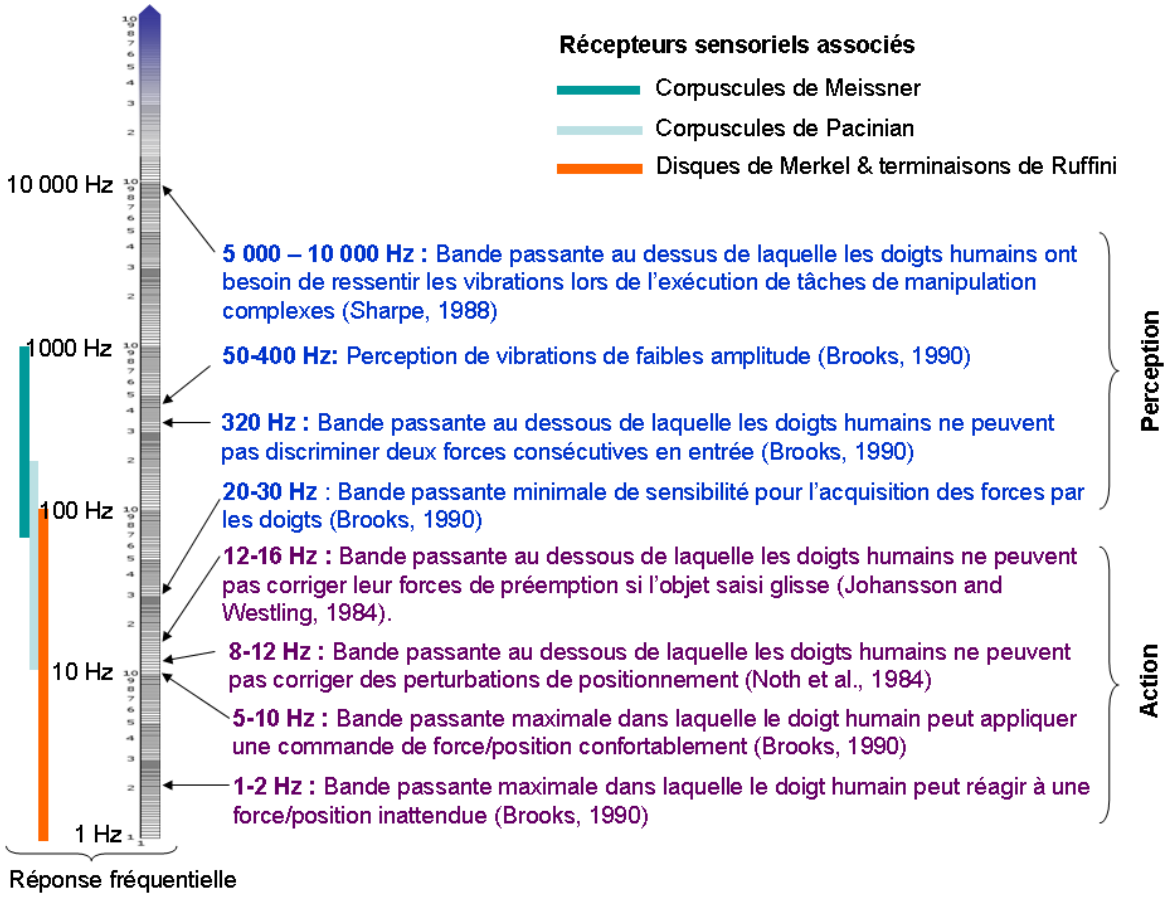


FIGURE 1.3 – Bande passante des doigts humain. On peut noter l'asymétrie importante entre la sensibilité en entrée des forces (20-30 Hz) et la gamme de fréquence dans laquelle le doigt humain peut renvoyer des forces (5-10 Hz). D'après Shimoga *et al.* (1992).

Transmission des informations sensorielles

Les informations transmises par les mécanorécepteurs cutanés et proprioceptifs sont véhiculées au système nerveux central par deux voies ascendantes majeures : la voie *lemniscale* (ou colonnes dorsales) et la voie *extralemniscale* (système antérolatéral) (*cf.* figure 1.4). Ces deux voies transmettent des informations différentes à travers des relais où des traitements sont déjà réalisés. La voie extralemniscale est constituée d'axones de petit diamètre, qui transmettent lentement (8 à 40 m/s) un éventail d'informations relative à la température, la douleur et quelques informations tactiles grossières. Par opposition, la voie lemniscale transmet rapidement (30 à 110 m/s) à travers des axones de grand diamètre, les informations concernant la sensibilité tactile fine et la sensibilité proprioceptive. Cette dernière voie passe ipsilatéralement par le bulbe rachidien puis croise le plan médian au milieu du bulbe et monte dans le tronc cérébral du coté opposé pour rejoindre des noyaux spécifiques du thalamus (le groupe de noyaux ventro-postérieur - VP). Elle atteint enfin principalement les aires somesthésiques primaires et secondaires, mais aussi les aires pariétales postérieures et le cortex moteur.

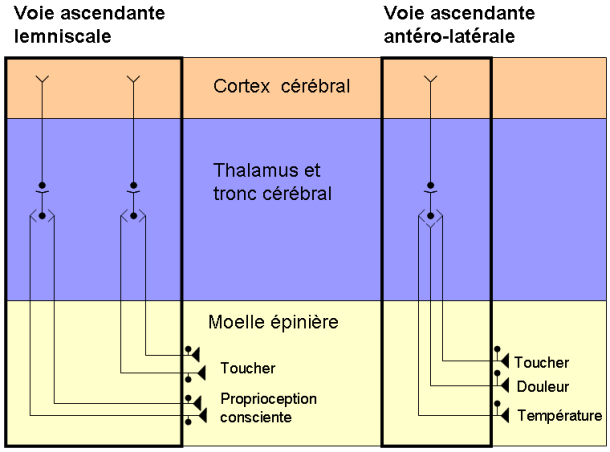


FIGURE 1.4 – Schéma simplifié des deux faisceaux de la voie ascendante lemniscale et d'un tractus de la voie ascendante antérolatérale. D'après Marieb (2000).

Traitement cortical

Le niveau cortical est le troisième et dernier stade du traitement des informations sensorielles. Dès l'arrivée au thalamus, celui-ci reconnaît grossièrement l'origine de l'influx sensitif mais ce sont les aires somesthésiques du cortex qui en déterminent précisément les caractéristiques et qui le localisent avec exactitude. Ces aires somesthésiques ont une place prépondérante dans l'espace cortical (*cf.* figure 1.5) [Penfield and Rasmussen, 1950].

Une fois que le traitement cortical a produit un percept conscient du stimulus sensitif, nous pouvons agir (ou ne pas agir). Ce percept peut être le résultat d'une suite d'événements : la détection perceptive, l'estimation de l'intensité du stimulus, la discrimination spatiale, la discrimination des caractéristiques et de ses qualités. La détection perceptive est le « plus bas niveau » de la perception. Elle repose généralement sur la sommation (au niveau des aires somesthésiques) de plusieurs influx déclenchés par les récepteurs. L'estimation de l'intensité du stimulus correspondrait à la capacité des aires somesthésiques à quantifier le stimulus. La discrimination spatiale permet de déterminer deux points de stimulations. Cette capacité est liée à la résolution spatiale (distance minimale de détection de deux stimuli), et varie suivant la localisation des récepteurs dans le corps humain. La discrimination des caractéristiques et qua-

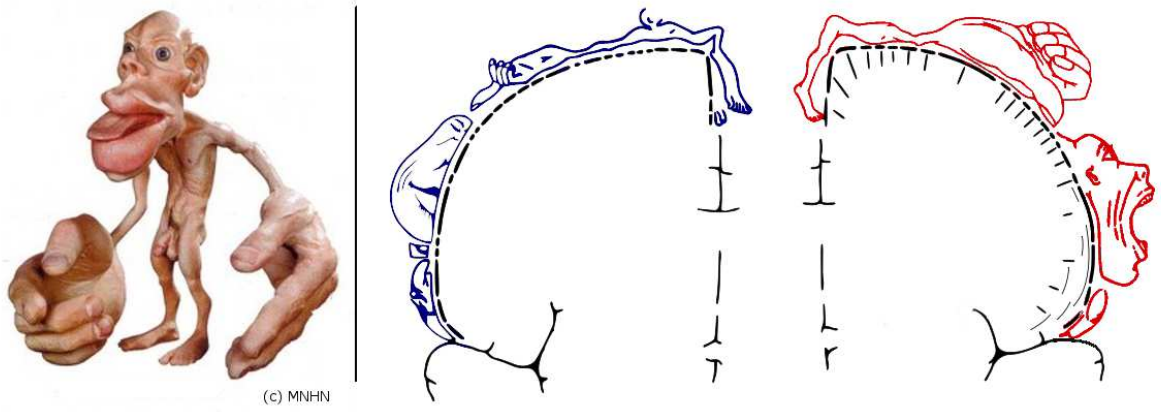


FIGURE 1.5 – (Gauche) Vue d'artiste de l'homunculus sensitif : représentation fictive d'un être humain, modelé en proportion de la taille des différentes zones du cortex cérébral, correspondant aux différentes parties sensitives du corps (source MNHN). (Droite) Représentation du cortex sensitif (bleu) et du cortex moteur (rouge) - (source Wikipedia). D'après Penfield et Rasmussen (1950).

lités du stimulus nous permet de classifier les stimuli. Les caractéristiques complexes du sens haptique impliquent une certaine difficulté pour le scientifique à élaborer les liens entres les facteurs responsables de tels ou tels comportements et à évaluer la véritable influence de ces comportements (ou modifications) sur la perception haptique. C'est pourquoi, nous proposons une revue de la littérature sur la perception haptique, et sur le contrôle moteur, qui nous aidera à déduire une stratégie d'analyse et de compréhension de ce geste manuel.

1.1.2 Sens haptique : des définitions différentes selon les disciplines

Du grec Haptein (ou *Haptesthai*) : « toucher ». L'**haptique** désigne la science du toucher, au sens large. Cependant, il est intéressant de noter que la définition du mot haptique varie suivant les différents champs de recherche.

Ainsi, pour le domaine de la psychologie cognitive, il existe deux formes de perception haptique : la perception cutanée et la perception haptique [Gentaz, 2009]. La perception cutanée ou passive est obtenue par une stimulation de la peau, sans mouvement de la personne. Elle est obtenue par une stimulation externe de la peau (exemple du vent qui souffle sur la peau) ou par contact (main posée sur un morceau de métal froid). Cette perception cutanée n'est en aucun cas limitée aux informations tactiles car des informations kinesthésiques peuvent aussi appartenir à cette catégorie : par exemple si l'on appuie sur la main de la personne, des informations de pressions vont être ressenties par le sujet. La perception tactilo-kinesthésique ou perception haptique (terme introduit en psychologie par Revesz [Revesz, 1934; Revesz, 1950]) ou active, résulte de la stimulation de la peau issue des mouvements actifs de la personne. Après une dérive du terme vers une définition esthétique pour l'art (faculté de toucher des spectateurs par une représentation du visuel), le rapport au toucher nous revient par la réintroduction du terme par le psychologue américain James Gibson (1966) [Gibson, 1966].

On dénote trois types d'informations différentes :

- **les informations thermiques** : sensation de chaud ou froid. Ces informations nous influencent aussi sur la nature d'un objet. Par exemple, des morceaux de bois ou de métal (pourtant à la même température physique) ne produiront pas la même sensation de chaleur.

- **les informations tactiles** : elles proviennent essentiellement de la stimulation des récepteurs de la peau mais peuvent aussi provenir marginalement d'autre récepteurs (muscles, tendons...). La perception tactile nous permet de ressentir les textures, reliefs ou encore la rigidité d'un objet. On peut distinguer deux types d'explorations tactiles : passive et active [Gibson, 1966]. La première est impliquée lorsque les objets sont en contact avec la peau, et qu'ils activent les récepteurs de pression de la peau, sans qu'il y ait mouvement de la part de la personne. Le second type d'exploration (aussi appelée perception haptique [Revesz, 1934; Revesz, 1950; Gibson, 1966]) implique le mouvement et l'exploration active de l'objet par la main. Parallèlement aux récepteurs de la peau, des informations proviennent des muscles, tendons et articulations. En d'autres termes, le sens kinesthésique est aussi impliqué dans ce type d'information.

- **les informations kinesthésiques** : ce sont les sensations du mouvement (actif si celui-ci est initié par la personne, passif si ce dernier est appliqué par une force externe sur une partie du corps de la personne) et les sensations de position des parties du corps et de la tension des muscles. Lorsque nous effectuons un effort contre un support fixe mais que notre bras ne bouge pas, nous avons une sensation de force. C'est le cas lorsque nous appuyons notre bras sur une table. Le terme kinesthésie est souvent désigné par proprioception [Clark and Horch, 1986; Sage, 1977]. Ce sens (bien qu'il ne fasse pas partie des « 5 sens » Aristotiens - La vue, l'ouïe, le goût, l'odorat et le toucher), est pourtant essentiel à la programmation motrice. Il nous informe des propriétés géométriques et physiques des objets (longueur, largeur par extension du mouvement ; poids à travers la contraction des muscles ; etc.). Les informations kinesthésiques regroupent les informations provenant de la proprioception mais est plus vaste et inclus plus généralement les informations provenant des mécanorécepteurs des muscles, tendons, articulations, peau ainsi que l'expérience sensorielle (conséquence directe d'une action motrice à travers l'utilisation des décharges corollaires et de la copie d' efférence - *cf. 1.3.2*).

D'autre part, dans le domaine de la réalité virtuelle et plus généralement des sciences techniques, le terme haptique se décompose en perception kinesthésique et en perception tactile. La perception kinesthésique représente alors les informations de mouvement et de force, tandis que la perception tactile représente les informations de contacts, texture et chaleur.

Enfin, le domaine des sciences techniques généralise aussi l'usage du terme haptique à travers les interfaces haptiques, qui regroupent les interfaces haptique kinesthésiques et les interfaces haptiques tactiles. Ainsi, un dispositif à retour d'effort et un dispositif vibratoire feront tout deux partie des interfaces haptiques (*cf.* chapitre 2).

1.2 Geste manuel

Parmi les différents sens du mot geste proposés par le Larousse, deux définitions retiennent notre attention : « le mouvement du corps, principalement de la main » (1) et la « manière de mouvoir les mains dans un but de préhension, de manipulation » (2). Ces deux versants de la définition du mot geste seront nos points de départ dans la présentation du geste manuel. Nous aborderons tout d'abord la présentation de l'extrémité effectrice (la main), pour arriver à la présentation du mouvement - ou geste.

1.2.1 La main : anatomie, mouvements et procédures exploratoires

La main, par sa couverture de récepteurs cutanés et leurs concentration, est un extraordinaire instrument perceptif. La main est aussi un instrument moteur, doté de capacités exploratoires notables. Sa structure mécanique est constituée d'un arrangement de 27 os, connectés par à peu près le même nombre d'articulations et recouverte de tissus mous et de peau. Ces os sont aussi attachés chacun à environ 20 muscles intrinsèques (situés dans la main) et extrinsèques (situés dans l'avant bras) par l'intermédiaire de tendons [Marieb, 2000] (*cf.* figure 1.6). Elle est donc à la fois outil senseur et manipulateur.

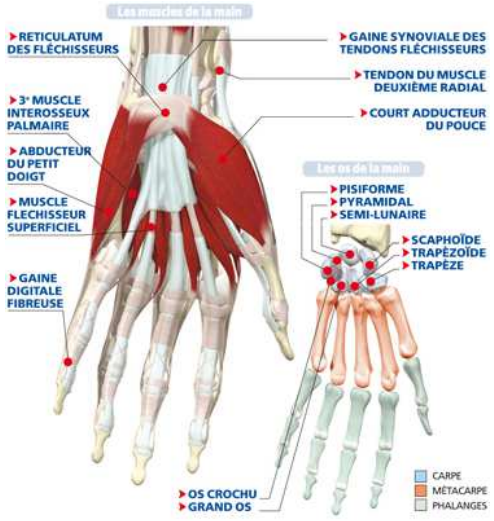


FIGURE 1.6 – Anatomique de la main. Source : Encyclopédie Corps Humain aux édition Atlas.

Cette structure permet de donner à la main ses 22 degrés de liberté de mouvement. Lederman et Klatzky (1987) [Klatzky *et al.*, 1987] ont identifié un certain nombre de « procédures exploratoires » chez les adultes. Cet ensemble de mouvements d'exploration est présenté dans la figure suivante (*cf.* figure 1.7). Ils sont caractérisés par l'ensemble des propriétés sur les objets que ceux-ci peuvent apporter. On y dénote la perception de multiples propriétés physiques des objets, telles que la texture, la dureté, la température, le poids, la forme ou le volume. Cette classification montre le rôle déterminant de la nature des mouvements d'explorations dans la perception haptique manuelle.

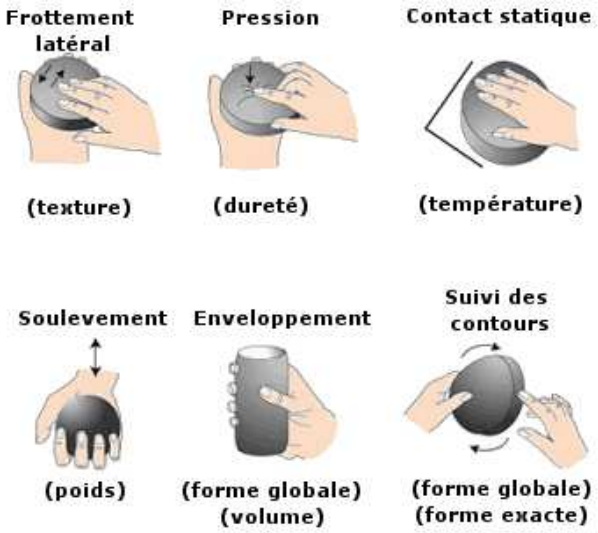


FIGURE 1.7 – Procédures exploratoires impliquées dans le toucher. D'après Klatzy et Lederman (1987).

Ensuite, Klatzky *et al.* (1993) [Klatzky *et al.*, 1993] ont observé une stratégie d'exploration d'objets basée en deux temps : une procédure fournissant des informations globales de l'ensemble et des informations peu précises, mobilisant toute la main et les articulations du bras ; puis des procédures plus spécifiques, destinées à apporter des informations plus précises. D'autres fonctions telles que le trans-

port ou la transformation des objets sont couramment utilisées dans nombreuses tâches quotidiennes. Celles-ci découlent de mécanismes plus globaux, appartenant au geste manuel.

1.2.2 Définition

Les fonctions de préhension et de manipulation sont à mettre en lien avec les mouvements de l'ensemble « main-bras-corps » que nous réalisons, et ce, de manière inconsciente. Tous ces mouvements définissent un **espace d'action manuel**, dans lequel se situent les tâches que nous aborderons au cours de cette thèse. Cet ensemble de caractéristiques nous permet de proposer la définition suivante :

Geste manuel : ensemble des mouvements des effecteurs de la main (corps, bras, avant bras) et de la main, ayant pour but la préhension, la perception de propriétés et la manipulation de différents objets.

Nous pouvons maintenant raffiner cette définition par rapport à l'environnement et le contexte dans lequel le geste manuel va se dérouler. On parlera ainsi de geste manuel d'écriture pour « l'ensemble des mouvements des effecteurs de la main et de la main, ayant pour but la préhension (prise du stylo), la perception de propriétés (dureté du support d'écriture, forces de contact du stylo sur le support, résistances et frictions lors de l'écriture...) et la manipulation (mouvements - vitesse, direction, forces - appliqués au stylo pour écrire) de différents objets (stylo, feutre, dispositif haptique...) ». Ces différents gestes manuels peuvent s'étudier de plusieurs manières : la première, complexe, consiste à analyser tous les mouvements des différents effecteurs qui conduisent à la réalisation d'un geste ; la seconde, plus simple, consiste à analyser la trajectoire résultante de cet ensemble de gestes manuels. Nous détaillerons cette approche dans la partie II.

1.3 Mouvement volontaire

La psychologie cognitive et expérimentale, la neuropsychologie, la neurologie, la robotique, sont autant de champs disciplinaires impliqués dans la compréhension des mécanismes de contrôle du mouvement. Nous nous intéresserons uniquement aux mouvements volontaires, car ce sont eux qui sont impliqués dans les tâches que nous étudierons tout au long de cette thèse. Il faut savoir qu'il existe néanmoins des mouvements réflexes, dont le traitement ne passe pas par les étapes décrites dans ce paragraphe. Comme le démontrent les multiples travaux consacrés à l'étude des mouvements intentionnels, il ne fait plus aucun doute que le contrôle de l'exécution du mouvement intentionnel ne peut être réduit à des processus automatiques et cognitivement peu coûteux, mais bien à une suite de processus complexes dont les mécanismes de fonctionnement sont, encore à l'heure actuelle, en débat. Nous allons tenter d'exposer les différentes théories présentes.

Un mouvement peut être vu comme une suite d'actions partant de l'*intention* de ce mouvement, à sa réalisation éventuelle. La première phase, partant de l'intention du mouvement est la *planification*. Elle permet d'orchestrer le mouvement à réaliser en fonction des informations sensorielles afférentes disponibles. Cette étape, réalisée par le système de pré commande (noyaux basaux et cervelet), peut s'apparenter à une programmation du geste à réaliser. L'aire motrice primaire peut dès lors être activée lors de cette planification. C'est un phénomène qui est observé lorsqu'un sportif analyse une vidéo de son mouvement, il y a activation des aires motrices primaires, sans véritable action de sa part. Suite à cette programmation, l'exécution est réalisée par l'aire motrice dans une seconde étape : le *contrôle* ou la *commande*. Ces ordres sont ensuite envoyés aux groupes musculaires appropriés. Cette vision, légèrement simpliste et très orientée processus calculatoires ne saurait refléter la totale complexité des processus impliqués, mais nous permet de mieux comprendre le mécanismes sous-jacents [Jeannerod, 2009, pour une analyse récente et plus approfondie des mécanismes de prise en compte, traitement des informations sensorielles et activation des commandes d'action]. Tout au long de ce paragraphe, nous

prendrons comme exemple la tâche qui consiste à saisir une tasse de café, posée le bureau d'une personne. Nous remarquons dès à présent que cette tâche implique l'intervention de processus complexes mettant en relation l'espace corporel (la main qui va saisir la tasse et l'espace environnemental (bureau, tasse...).

1.3.1 Planification

Dans notre exemple, le simple mouvement de saisie d'une tasse nécessite, entre autre, une localisation précise de l'objectif à atteindre et des segments corporels impliqués dans l'action, mais également une spécification de la trajectoire motrice mettant en lien l'espace des tâches, des articulations et des muscles. L'existence d'une phase de planification est généralement admisse [Woodworth, 1899; Jeannerod, 1981; Desmurget *et al.*, 1998], mais l'espace dans lequel les commandes sont définies est toujours en débat.

« Où est la tasse ? » et « Où se trouve ma main ? »

La première question qui se pose dans notre tâche, est l'importance de sa localisation. En d'autre terme, est ce que les questions « Où est la tasse ? » et « Où se trouve ma main ? » ont du sens. Un grand nombre d'expérience impliquant des mouvements multi articulaires ont montré que l'état initial et la position cible désirée de la main sont deux paramètres essentiels à la réalisation du mouvement. Parmi ces expériences, Perenin a montré notamment l'imprécision des mouvements obtenus chez des patients désafférentés, et donc l'importance des informations proprioceptives relatives à la localisation de l'effecteur [Perenin and Vighetto, 1988] (*cf.* figure 1.8). Les patients désafférentés ne présentent pas de trouble au niveau moteur mais la connexion au système perceptif est rompue. Grâce à de tels cas pathologiques, on peut analyser l'influence unique de l'absence des retours sensoriels. Lors de mouvements rapides, les sujets normaux sans retour visuel de leur trajectoire arrivent relativement bien à atteindre une cible (trajectoires les plus à gauche). Par opposition, les patients désafférentés présentent des trajectoires beaucoup plus variables (trois ensembles de trajectoires à droite) et bien moins précises. Cette différence de réalisation de la tâche de pointage dénote l'importance des informations de localisation de la main et de la cible, fournies par les indices proprioceptifs disponibles chez les sujets normaux.

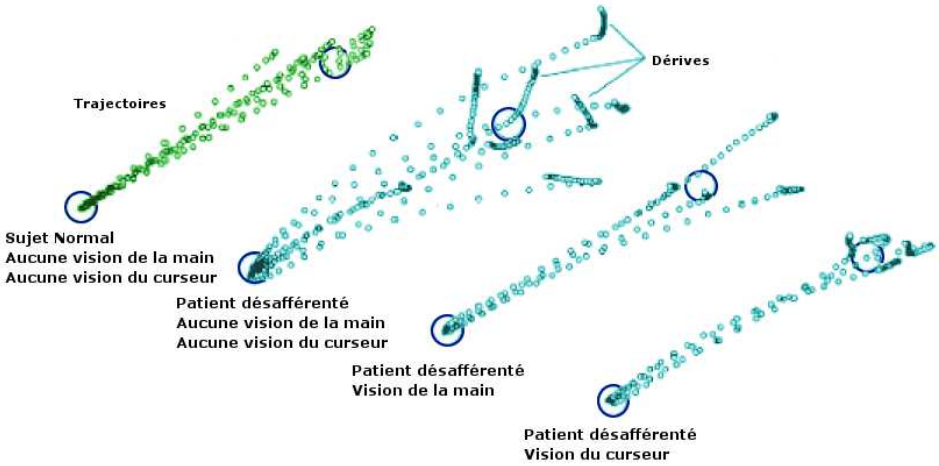


FIGURE 1.8 – Trajectoires d'une tâche de pointage chez des patients désafférentés, reflet de l'importance des informations proprioceptives. D'après Perenin et Vighetto (1988).

Les informations sensorielles permettant de répondre à la question de la localisation de la tasse et de notre main proviennent de plusieurs sens. Les informations visuelles vont apporter une indication à la localisation de la tasse. Les informations proprioceptives de notre bras vont nous fournir les indications relatives à la position de notre main. Des informations auditives ou odorantes peuvent aussi intervenir dans cette détermination de localisation. C'est dans un contexte d'intégration multi sensorielle que se passe cette première prise d'informations. Ce mélange de différentes informations sensorielles résulte en des synergies sensorielles mais c'est aussi un véritable défis pour le système, qui doit gérer des informations encodées dans différents espaces de réalisation (exemple de l'ajustement de la posture, qui doit gérer des informations visuelles, encodées dans un repère cartésien au niveau des yeux et des informations vestibulaires, encodées dans un repère cartésien au niveau des oreilles). Il y a donc existence de phénomènes d'ajustement et d'alignement de ces différents espaces [Poppel *et al.*, 1973]. L'importance des informations de localisation sur la réalisation d'un mouvement mis en avant par Perenin, a conduit un certain nombre d'auteurs à la conclusion que ce type de mouvement serait encodé comme un déplacement de la main sur une trajectoire pré établie [Desmurget *et al.*, 1998, pour une revue détaillée]. Cependant, les localisations multiples (tasse et main) posent une question concernant l'espace de référence. Celui-ci peut-il s'exprimer dans un référentiel géocentré ? Ou est-il exprimé en rapport avec la position du bras (égocentré) ? Ou encore par rapport à un référentiel rétinocentré ? Notons qu'un changement de référentiel est une opération linéaire qui pose peu de problème. Batista *et al.* montrent que plusieurs référentiels peuvent exister en parallèle [Batista *et al.*, 1999]. Par exemple, si la position de la tasse est donnée par rapport à la rétine, sa position par rapport à la tête sera sa position dans le référentiel rétinocentré plus un décalage correspondant au décalage entre la rétine et la tête. Par contre, dans un référentiel donné, l'objet peut être repéré dans différents systèmes de coordonnées (cartésien, polaire...). Cette opération n'est pas linéaire et est complexe à effectuer. En d'autres termes, quel est l'espace des coordonnées choisit pour planifier la trajectoire d'atteinte de la tasse ?

« Comment atteindre la tasse ? »

Une première approche théorique postule ainsi que la planification des mouvements est réalisée sur la base de leurs effets externes, soit dans l'espace Cartésien où la tâche se situe (*espace des tâches*) et non en terme de rotation des articulations ou de raccourcissement et d'allongement des muscles. Une autre approche, en revanche, postule que les commandes motrices ne nécessitent pas de définition détaillée de la trajectoire à réaliser dans l'espace d'action. Celle-ci serait effectuée dans l'*espace des articulations*.

Première approche : une planification dans l'espace des articulations La planification du mouvement dans l'espace des articulations repose sur le contrôle de l'effecteur à partir des différentes informations liées à la mécanique de l'effecteur : pour saisir notre tasse, ce sera l'ensemble des angles des articulations à obtenir. De nombreuses recherches supposent l'utilisation de cet espace pour la réalisation des tâches, en prenant en compte des critères d'optimalités et de minimisation d'effort à fournir pour l'effecteur [Uno *et al.*, 1989].

Seconde approche : une planification dans l'espace des tâches La planification du mouvement dans l'espace des tâches est appuyée par de nombreuses recherches impliquant les notions d'équivalence motrice ou la recherche d'un nombre de solutions finies bien trop complexe dans l'espace des articulations. L'*équivalence motrice* est la possibilité de réaliser le mouvement n'ayant pas la totalité des degrés de liberté disponibles [Bernstein, 1967]. Vous pourrez par exemple saisir la tasse, même si vous avez un plâtre qui vous empêche de plier le coude... ou encore écrire votre nom dans le sable avec votre pied. Il s'agit dans les deux cas, du principe d'équivalence motrice, qui tendrait à dire que la planification du mouvement ne se fait pas selon la base des effecteurs qui le réalisent. D'autre part, Bernstein a aussi

montré qu'il existe une infinité de solutions dans l'espace associé aux degrés de liberté pour réaliser un mouvement (une infinité de chemins, de profil temporels possibles et de choix de rotations articulaires). Or, l'étude de la cinématique de l'extrémité de l'effecteur utilisé dans les mouvements humains met en évidence des caractéristiques invariantes qui présentent une fluidité remarquable. En effet, la trajectoire de la main pour aller d'un point à un autre est rectiligne ou harmonieusement courbe, avec un profil de vitesse « lisse » en cloche [Abend *et al.*, 1982]. De même, la vitesse des mouvements courbes, par exemple le suivi d'une ellipse, suit la trajectoire de façon régulière en ralentissant de façon fluide lorsque la courbure est plus forte. Cette relation courbure-vitesse suit une relation mathématique régulière et invariante, dite « loi de puissance deux tiers » que l'on retrouve de façon très générale pour divers mouvements humains [Viviani and Terzuolo, 1982].

« Comment calculer la commande motrice ? »

Dans chacun de ces deux espaces de planification de la tâche, se trouve la question du calcul de la commande motrice. Cette commande motrice doit être la réponse d'une planification et doit être une solution unique. La question qui se pose est donc de savoir comment un système moteur naturel ou artificiel peut contrôler un mobile articulé redondant d'une façon aussi fluide et régulière. Ce qui revient à se demander quel est le critère de choix d'une solution motrice parmi l'infinité des solutions possibles.

La façon la plus classique de résoudre la redondance est d'imposer des contraintes supplémentaires au mouvement afin de pouvoir déterminer la solution optimale qui satisfait au mieux ces contraintes, ce qui revient à calculer et minimiser une fonction de coût. Plusieurs hypothèses sur la nature de la fonction de coût ont été proposées et modélisées, avec des contraintes qui peuvent s'exercer soit sur le déplacement du point de travail du membre, soit sur les degrés de liberté du mobile articulé eux-mêmes. Flash et Hogan [Flash and Hogan, 1985] les premiers ont proposé que ce critère soit le maximum de fluidité (en anglais « smoothness ») du mouvement du point de travail, ce que l'on calcule en minimisant les changements d'accélération pendant le mouvement (« minimum jerk »). Ce critère de fluidité par minimisation des changements d'accélération permet également d'expliquer la régularité des changements de vitesse des mouvements courbes [Viviani and Flash, 1995; Todorov and Jordan, 2002]. Toutefois, ce critère uniquement cinématique n'explique pas ce qui se passe quand on modifie la charge qui s'oppose au mouvement. C'est pourquoi Uno et Kawato (1989) [Uno *et al.*, 1989] ont proposé que le système minimisait des changements de couple (ou de force) articulaire (« minimum torque »). La fluidité est en ce sens une caractéristique très générale du mouvement humain, qui revient à minimiser la dépense énergétique [Alexander, 1997] mais on comprend mal comment le système nerveux central (SNC) peut mesurer un paramètre comme le cumul des variations d'accélération afin de le minimiser. D'autres auteurs ont donc proposé que, pour aboutir à un mouvement fluide, le SNC cherche en fait à diminuer le bruit, c'est-à-dire la variabilité associée à la commande, comprise comme une erreur [van Beers *et al.*, 2004; Harris and Wolpert, 1998].

1.3.2 Contrôle ou « la commande est-elle correcte ? »

La commande, planifiée selon les différents modèles proposés précédemment, n'est pas forcement correcte. Les sources d'erreurs peuvent être multiples : une localisation incorrecte de la cible ou de la main (cas possible si l'on essaye de saisir la tasse dans le noir), une estimation des paramètres physiques incorrecte (distance, masse, inertie...), une approximation dans les transformations associées au calcul de la commande dans différents espaces, le bruit naturellement présent dans l'activation des éléments mécaniques (bras, articulations...) ou encore des perturbations extérieures (que se passe t-il si notre collègue de bureau prend la tasse au moment où nous réalisons notre mouvement de saisie ?).

On peut distinguer deux conditions expérimentales : celle d'une coordination oeil-main dite en boucle

fermée où la vision de la main permet l'ajustement correcteur de la trajectoire sur la base d'une détection visuelle de l'écart entre la main et la cible, notamment dans la phase terminale de la trajectoire au voisinage de l'objectif ; et celle de la coordination oeil-main dite en boucle ouverte où c'est bien le repérage visuel de la position de la cible qui déclenche le transport de la main mais où la trajectoire du mouvement ne peut être corrigée par la vue. L'écart éventuel entre la position finale de la main et la cible visuellement repérée ne peut être jugé que sur la base d'une comparaison entre données visuelles d'une part, données proprioceptives et éventuellement tactiles d'autre part (*cf.* figure 1.9).

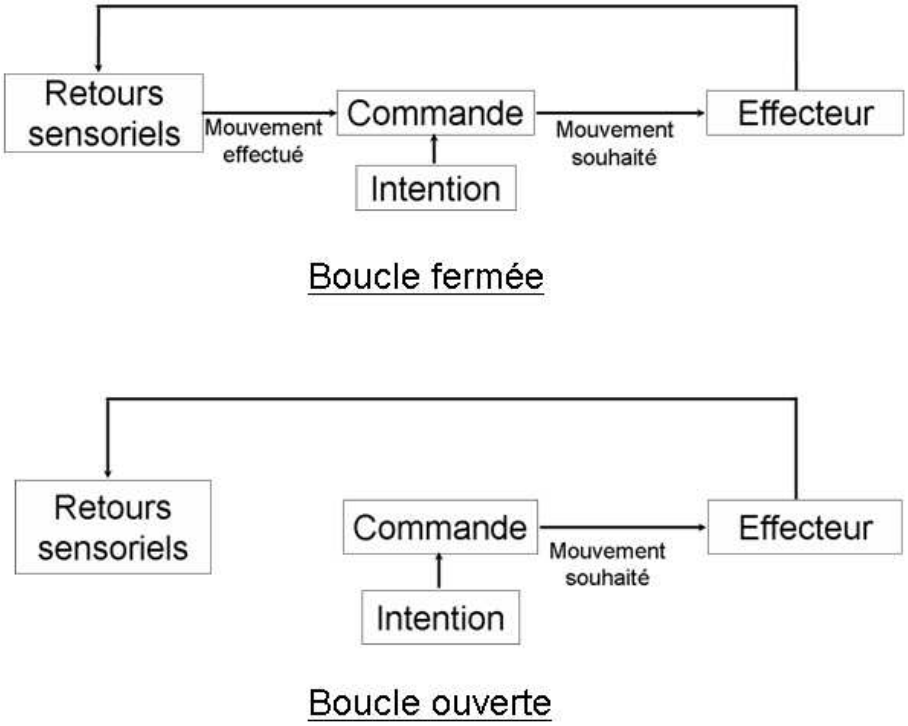


FIGURE 1.9 – Boucles de contrôle du mouvement.

Ces deux conditions co-existent. Dans le cas d'une boucle fermée, le temps de traitement de l'information est cependant relativement long (de l'ordre de 150 ms pour la vision). D'autre part, dans le cas d'une boucle ouverte, la planification doit soit s'appuyer sur l'existence d'un programme moteur prédéfini [Schmidt and Lee, 1987], soit sur l'utilisation d'une connaissance *a priori* de l'effecteur (modèle de cinématique inverse). Pour répondre à ces deux problèmes, le concept de modèle interne a été introduit. Un modèle interne est une représentation abstraite qui permet au cerveau de prédire les conséquences sensorimotrices de nos actions à partir de la commande envoyée à l'effecteur (*cf.* figure 1.10).

La justification de l'existence de ce modèle interne se trouve appuyée par les récentes études neurologiques [Kawato, 1999]. Deux types de modèles internes : les modèles prédictifs (*foward internal model*) et les modèles cinématiques inverses (*inverse internal model*). Les premiers permettent de prédire les conséquences sensorielles à partir des copies d'efférences. Les seconds permettent de prédire les commandes motrices nécessaires (décharge corollaire) en fonction de la trajectoire désirée (copie d'efférence de l'intention qualifiées de « sorte de prototype d'une représentation de l'action » par Jeannerod [Jeannerod, 2009, p. 81]). L'existence de modèles internes et leur adaptabilité possible ont été montrées par les expériences de Shadmehr & Mussa-Ivaldi (1994) [Shadmehr and Mussa-Ivaldi, 1994] (*cf.* figure 1.11).

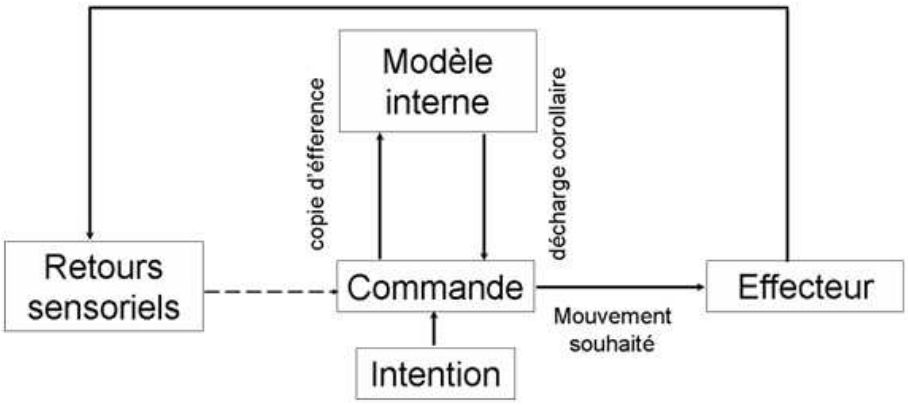


FIGURE 1.10 – Boucles de contrôle du mouvement avec présence d'un modèle interne.

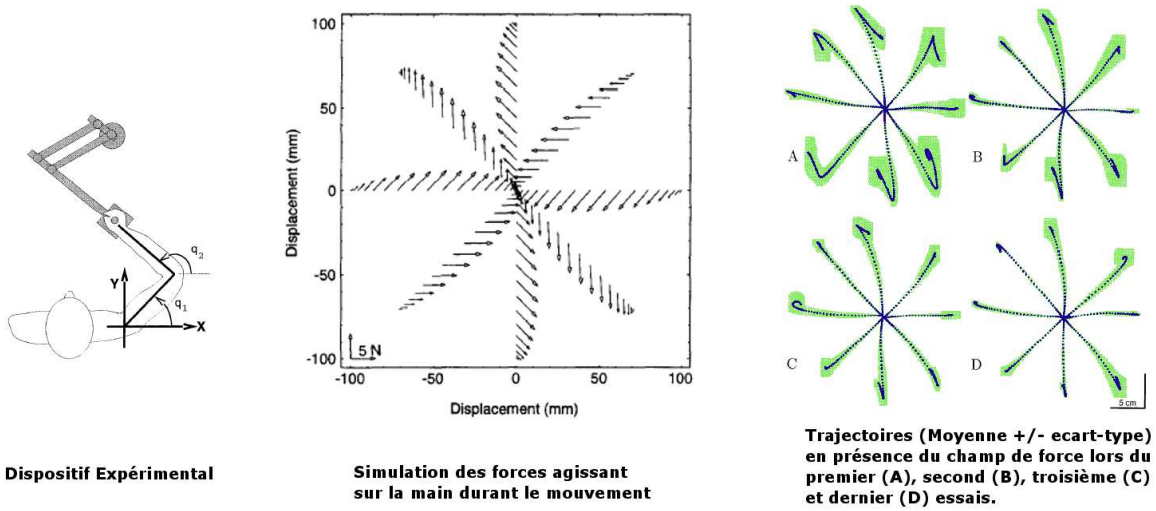
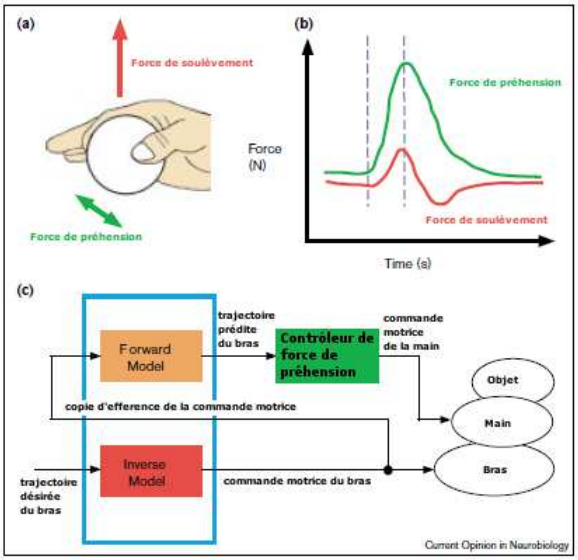


FIGURE 1.11 – Expérience de Shadmehr et Mussa-Ivaldi (1994). Le sujet devait atteindre un certain nombre de cibles à l'aide d'un bras à retour d'effort (gauche). Le dispositif appliquait un champ de force (milieu). Les trajectoires enregistrées montrent clairement une adaptation de la part de l'utilisateur, suggérant l'adaptation des modèles internes impliqués dans la réalisation de ce geste (droite).



(a) Lorsqu'un objet est soulevé par les cotés, une force normale est appliquée à la surface, empéchant l'objet de glisser. (b) Cette force est précisement controlée pour être légèrement plus importante que la force minimale requise qui l'empecherait de glisser. (c) Le couplage de la force de préhension et de la force de soulèvement est expliqué par un système contenant à la fois un modèle inverse (inverse model) et un modèle prédictif (foward model) du bras. Prennez par exemple un mouvement de déplacement du bras lorsque la main est en cours de saisie de l'objet. Le modèle inverse combine la dynamique du bras, de la main et de l'objet pour calculer les commandes motrices nécessaire pour le bras. Ces commandes sont envoyées aux muscles du bras, ainsi qu'au modèle prédictif sous forme de copie d'efference. A son tour, le modèle prédictif prévoit les résultats de la commande motrice envoyée (trajectoire prédite). Etant donné cette "future" trajectoire, la force de préhension minimale nécéssaire est calculée (après multiplication par un coefficient de friction et un facteur de sécurité). La commande de la préhension est ensuite envoyée aux muscles de la main. Ce modèle requiert trois différents elements calculatoires pour ce couplage de la force de préhension et de soulèvement : le modèle inverse du bras, le modèle prédictif (foward model) de la trajectoire du bras, et un contrôleur de la force de préhension. Tamada et al. ont récemment identifié trois sites activés par IRMf, correspondant à ces trois élements.

FIGURE 1.12 – Coordination de la force de préhension et de la force de soulèvement (a et b) et modélisation associée (c). Opinion de Kawato sur l'existence de modèles internes inverses et prédictifs pour un contrôle du mouvement. D'après Kawato (1999).

Ces deux types de modèles pourraient co-exister, comme le montre la figure 1.12, tirée des travaux de Kawato [Kawato, 1999]. Ces approches récentes prennent en compte l'intégration des informations multi sensorielles et de leurs interactions (phénomènes de renforcement ou de conflits), notamment à travers les hypothèses d'existences de multiples modèles internes travaillant de paire pour l'atteinte d'un but (*cf.* figure 1.13) [Kawato, 1999]. Les approches montrant clairement la preuve comportementale qu'une tâche multimodale peut souvent être plus efficace qu'une seule de ces modalités prise indépendamment [Treisman and Davies, 1973; Shaffer, 1975; Duncan *et al.*, 1997; Soto-Faraco and Spence, 2002] trouvent ainsi une hypothèse d'explication pouvant être basée sur la pondération de l'apport de chacun des sens, ainsi que sur la sommation temporelle et la minimisation des erreurs estimées par ces modèles internes.

Ces hypothèses sont supportées par de nombreux résultats expérimentaux [Helbig and Ernst, 2008, pour une revue détaillée]. De nombreuses structures corticales (putamen, zone pariétale et zones prémotrice du cortex) ont été mises en évidence dans le traitement d'informations provenant de sources sensorielles différentes, avec notamment par la présence de neurones « multi sensoriels » (chez le singe [Rizzolatti *et al.*, 1981] ; chez l'humain - [Làdavas *et al.*, 1998; Macaluso *et al.*, 2000]), capables de traiter simultanément des stimuli tactiles et visuels [Stein and Meredith, 1993; Graziano and Gross, 1995]. Cette approche diffère des « approches classiques » qui exposent une spécificité dans la localisation corticale des fonctions cognitives [Farah and Feinberg, 2000]. Cette fusion multi-sensorielle peut prendre la forme d'une intégration, lorsque les informations sont redondantes et portent sur la même propriété d'un objet (la perception de la taille d'un objet par la vue et par le toucher par exemple), ou d'une combinaison, lorsque les informations portent sur des propriétés différentes d'un même objet (reconnaissance d'un fruit par la perception de sa couleur et de son odeur par exemple). La figure 1.14 tirée des travaux d'Ernst et Bülthoff [Ernst and Bülthoff, 2004] résume ces deux types de fusion d'informations multi-sensorielles.

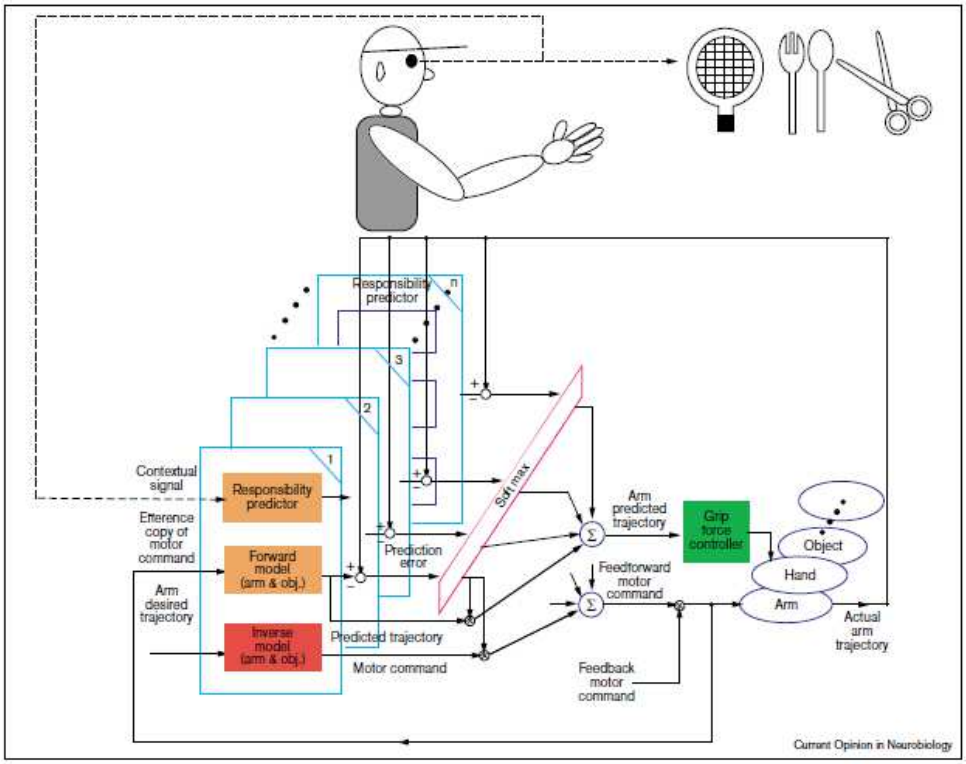


FIGURE 1.13 – Hypothèse d'existence de modèles internes multiples et parallèles à l'exécution d'un mouvement. D'après Kawato (1999).

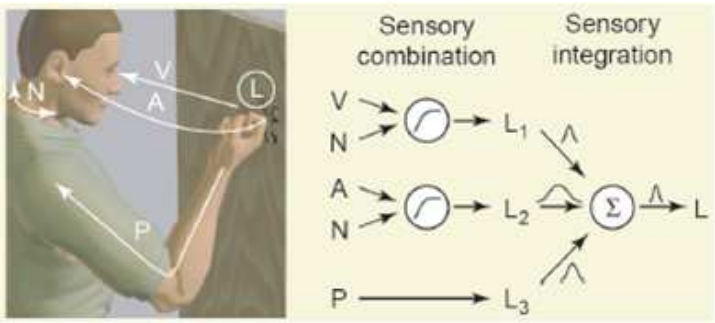


FIGURE 1.14 – Interactions entre différentes sources d'informations sensorielles lorsque l'on frappe à une porte. Plusieurs informations sensorielles (visuelles V, auditives A et proprioceptives P - dont les informations provenant du cou N) informent de la localisation L du point de contact entre la main et la porte. Une première étape de combinaison fournit plusieurs estimations de la même propriété physique (L1,L2 et L3). Ces trois estimations peuvent être intégrées dans une perception unitaire et cohérente de la localisation L. Figure d'après Ernst et Bülthoff (2004).

1.4 Lien entre la perception et l'action

La description des modèles de planification et de contrôle ne suffit pas à la compréhension complète du contrôle moteur. Une des idées principales du « Sens du Mouvement » de Berthoz [Berthoz, 1997] est que « la perception n'est pas seulement une interprétation de messages sensoriels : elle est contrainte par l'action, elle est simulation interne de l'action, elle est jugement et prise de décision, elle est anticipation des conséquences de l'action ». Les théories motrices de la perception rassemblent des approches très diversifiées mais dont le trait commun est de considérer l'action et la perception comme opérant en liaison directe dans une boucle sensorimotrice, et donc sans l'interface des processus cognitifs. Dans cette veine, la théorie du codage en événements, introduite par Hommel et Prinz [Hommel *et al.*, 2001; Viviani, 2002] « Theory of Event Coding (TEC) », postule que les perceptions et les actions sont encodées dans un même espace de représentation : les événements.

Plus récemment, Galantucci *et al.* [Galantucci *et al.*, 2006], lors d'une revue sur la perception de la parole, ont classé en trois catégories les implications du système moteur dans la perception :
(a) les contraintes motrices liées à l'anatomie du corps ;
(b) les contraintes motrices liées à la dynamique ;
(c) les contraintes motrices liées aux différences entre individus.

(a) Shiffrar *et al.* [Shiffrar and Freyd, 1990] ont montré une forte implication des contraintes motrices liées à l'anatomie du corps sur la perception. Neuf participants devaient regarder des paires de photographies de personnes dans différentes positions et déterminer le chemin du mouvement pris entre ces positions. Il s'avère que les mouvements choisis par les sujets préservent les limitations des articulations et la solidité du corps, et sont cohérents avec les mouvements normaux du corps. Ce résultat semble indiquer que le système de perception possède des connaissances sur les limitations physiques des différents corps. En effet, le système perceptif ne considère que des chemins biologiquement plausibles.

(b) D'autres études expérimentales ont montré que la perception d'un objet en mouvement est sensible aux lois qui spécifient le mouvement de systèmes moteurs biologiques. Viviani et Stucchi [Viviani and Stucchi, 1992; Kandel *et al.*, 2000] montrent que la conformité de la loi de puissance 2/3 affecte la perception d'une trace chez des adultes, mais aussi chez des nouveaux-nés [Meary *et al.*, 2007]. Certaines études chez l'adulte, montrent en utilisant des techniques d'imagerie fonctionnelle par résonance magnétique (IRMf), que lors de l'observation d'un mouvement de locomotion représenté par des points lumineux, une activation apparaît dans une région considérée comme motrice (cortex frontal, scissure temporale supérieure (STS) et cortex pré-moteur) [Saygin *et al.*, 2004].

(c) Enfin, les compétences motrices peuvent aussi inclure des contraintes propres à un individu. Knoblich et Flach [Knoblich and Flach, 2003] ont résumé une série d'expériences montrant que les sujets ont tendance à mieux reconnaître leur mouvement que celui des autres. Par exemple, dans le cadre de l'écriture, Knoblich et Prinz [Knoblich and Prinz, 2001] ont testé si les sujets pouvaient reconnaître la cinématique de leur propre écriture : ils observent deux cinématiques (points bougeant le long d'une trajectoire) de la production du même symbole et devaient déterminer quel était le leur. Les résultats montrent que les participants reconnaissent leur propre écriture, avec seulement des informations cinématiques.

Dans la suite des théories motrices de la perception, Jeannerod [Jeannerod, 2001] propose que le système moteur soit partie intégrante d'un ensemble neuronal activé dans un grand nombre de situations impliquant l'action, que celle-ci soit intentionnellement planifiée par le sujet ou observée sur autrui (*simulation motrice*). Cette activation témoignerait de l'existence d'un processus de simulation dont la fonction ne serait pas seulement de préparer le système pour l'action mais aussi de donner au sujet de l'information sur le sens et la faisabilité d'actions potentielles. Ainsi, le contenu de la simulation aurait

pour objectif de comprendre et prédire les évènements futurs.

En conclusion, nous avons pu voir qu'il existe des liens étroits entre la perception et l'action. En effet, l'observation de mouvements humains donne lieu à une activation des zones motrices [Saygin *et al.*, 2004]. Il y a donc existence d'un lien perception vers action. La réciproque est également montrée car nous avons vu que nous reconnaissons mieux nos propres actions que les mouvements d'autrui [Knoblich and Flach, 2003]. Le fonctionnement bidirectionnel (perception/action) du sens du toucher se prête remarquablement bien à ces théories motrices de la perception puisque la réalisation d'une tâche va modifier la perception de l'utilisateur, et cette perception modifiera aussi la manière de réaliser le geste.

1.5 Résumé

Nous avons vu au cours de ce chapitre que la complexité de l'étude du geste manuel provient à la fois des caractéristiques sensorielles prodigieuses du sens haptique, mais aussi des mécanismes cognitifs, encore en débat dans la littérature. Le processus mis en œuvre lors de la réalisation d'un geste manuel fait appel à des traitements complexes tels que la planification et le contrôle du mouvement, dans un contexte multi sensoriels et perceptivo moteur. Ce premier chapitre nous a permis d'exposer les attributs de la perception sensorielle du toucher et nous permettrons de comprendre les problématiques associées à l'utilisation de dispositifs haptiques. Par exemple, le nombre de degrés de liberté de la main (*cf.* § 1.2.1), la multitude des capteurs cutanés (*cf.* § 1.1.1) ou encore la dynamique étendue de la perception sensorielle (*cf.* § 1.1.1) expliquent la difficulté de mise en œuvre d'un dispositif haptique (*cf.* § 1.1.2 pour la définition du terme) restituant toutes les sensations du toucher. De même, la présentation des mécanismes cognitifs (*cf.* § 1.3 et § 1.4) sous-jacents au geste manuel nous permettrons d'aborder la problématique complexe du traitement de l'information transmise à la personne via le dispositif haptique. En définitive, ce premier chapitre est un point d'entrée important dans la compréhension des liens et influences entre le geste manuel et les interfaces haptiques (décrites dans le chapitre suivant).

1.6 Références bibliographiques

[Abend *et al.*, 1982] W. Abend, E. Bizzi, and P. Morasso. Human arm trajectory formation. *Brain*, 105(Pt 2) :331–48, 1982.

[Alexander, 1997] R. McN. Alexander. A minimum energy cost hypothesis for human arm trajectories. *Biological Cybernetics*, 76(2) :97–105, February 1997.

[Batista *et al.*, 1999] A. P. Batista, C. A. Buneo, L. H. Snyder, and R. A. Andersen. Reach Plans in Eye-Centered Coordinates. *Science*, 285(5425) :257–260, 1999.

[Bernstein, 1967] N. Bernstein. *The Co-ordination and Regulation of Movements*. Oxford, UK : Pergamo, 1967.

[Berthoz, 1997] A. Berthoz. *Le sens du mouvement*. O. Jacob, 1997.

[Blake *et al.*, 1997] D. T. Blake, S. S. Hsiao, and K. O. Johnson. Neural coding mechanisms in tactile pattern recognition : the relative contributions of slowly and rapidly adapting mechanoreceptors to perceived roughness. *Journal of Neuroscience*, 17(19) :7480–9, 1997.

[Clark and Horch, 1986] F. J. Clark and K. W. Horch. *Kinesthesia*, volume 1, chapter 13, pages 13–62. K. Boff, L. Kaufman and J. Thomas, Editors, 1986.

[Desmurget *et al.*, 1998] M. Desmurget, D. Pelisson, Y. Rossetti, and C. Prablanc. From eye to hand : planning goal-directed movements. *Neuroscience Biobehavioural Review*, 22(6) :761–88, 1998.

[Driver and Spence, 1998] J. Driver and C. Spence. Attention and the crossmodal construction of space. *Trends in Cognitive Sciences*, 2(7) :254 – 262, 1998.

[Duncan *et al.*, 1997] J. Duncan, S. Martens, and R. Ward. Restricted attentional capacity within but not between sensory modalities. *Nature*, 387(6635) :808–10, 1997.

[Ernst and Bülthoff, 2004] M. O. Ernst and H. H. Bülthoff. Merging the senses into a robust percept. *Trends in Cognitive Sciences*, 8(4) :162 – 169, 2004.

[Farah and Feinberg, 2000] M. Farah and Todd E. Feinberg. *Patient-Based Approaches to Cognitive Neuroscience*, volume 02. MIT Press, 2000. ISBN-13 : 978-0-262-56123-5.

[Flash and Hogan, 1985] T. Flash and N. Hogan. The coordination of arm movements : an experimentally confirmed mathematical model. *Journal of Neuroscience*, 5(7) :1688–1703, 1985.

[Galantucci *et al.*, 2006] B. Galantucci, C. A. Fowler, and M. T. Turvey. The motor theory of speech perception reviewed. *Psychonomic Bullutin Review*, 13(3) :361–77, 2006.

[Gentaz, 2009] E. Gentaz. *La main, le cerveau et le toucher*. Dunod, Paris, 2009.

[Gervais, 2002] B. Gervais. Naviguer entre le texte et l'écran. In *Penser la lecture à l'ère de l'hypertextualité*, 2002. http ://archivesic.ccsd.cnrs.fr/sic_00000283/fr/.

[Gibson, 1966] J. J. Gibson. *The Senses Considered as Perceptual Systems*. Houghton Mifflin Company, 1966.

[Graziano and Gross, 1995] M. S. A. Graziano and C. G. Gross. *The cognitive neurosciences.*, volume xiv, chapter The representation of extrapersonal space : A possible role for bimodal, visual-tactile neurons, pages 1021–1034. The MIT Press., 1995. Cambridge, MA, US.

[Harris and Wolpert, 1998] C. M. Harris and D. M. Wolpert. Signal-dependent noise determines motor planning. *Nature*, 394(6695) :780–4, 1998.

[Helbig and Ernst, 2008] H. B. Helbig and M. O. Ernst. Haptic perception in interaction with other senses. In *Human Haptic Perception : Basics and Applications*, pages 235–249. Birkhäuser Basel, 2008.

[Hommel *et al.*, 2001] B. Hommel, J. Müsseler, G. Aschersleben, and W. Prinz. The theory of event coding (tec) : A framework for perception and action planning. *Behavioral and Brain Sciences*, 24(05) :849–878, 2001.

[Jeannerod, 1981] M. Jeannerod. *Attention and performance*, volume IX, chapter Intersegmental coordination during reaching at natural visual objects., pages 153–168. Erlbaum, Hillsdale, NJ., 1981.

[Jeannerod, 2001] M. Jeannerod. Neural simulation of action : A unifying mechanism for motor cognition. *NeuroImage*, 14(1) :S103 – S109, 2001.

[Jeannerod, 2009] M. Jeannerod. *Le cerveau volontaire*. Odile Jacob, October 2009. ISBN : 978-2-7381-2357-2.

[Johnson and Hsiao, 1992] K. O. Johnson and S. S. Hsiao. Neural mechanisms of tactual form and texture perception. *Annual Review of Neuroscience*, 15(1) :227–250, 1992.

[Kandel *et al.*, 2000] S. Kandel, J.P. Orliaguet, and P. Viviani. Perceptual anticipation in handwriting : the role of implicit motor competence. *Perception and Psychophysics*, 62(4) :706–16, 2000.

[Kawato, 1999] M. Kawato. Internal models for motor control and trajectory planning. *Current Opinion in Neurobiology*, 9 :718–727, 1999.

[Klatzky *et al.*, 1987] R. L. Klatzky, S. Lederman, and C. Reed. There's more to touch than meets the eye : The salience of object attributes for haptics with and without vision. *Journal of Experimental Psychology : General*, 116(4) :356 – 369, 1987.

[Klatzky *et al.*, 1993] R. L. Klatzky, S. J. Lederman, and D. E. Matula. Haptic exploration in the presence of vision. *Journal of Experimental Psychology- Human Perception and Performance*, 19(4) :726–43, 1993.

[Knoblich and Flach, 2003] G. Knoblich and R. Flach. Action identity : Evidence from self-recognition, prediction, and coordination. *Consciousness and Cognition*, 12(4) :620 – 632, 2003. Self and Action.

[Knoblich and Prinz, 2001] G. Knoblich and W. Prinz. Recognition of self-generated actions from kinematic displays of drawing. *Journal of Experimental Psychology - Human Perception and Performance*, 27(2) :456–65, 2001.

[Longcamp *et al.*, 2008] M. Longcamp, C. Boucard, J. C. Gilhodes, J. L. Anton, M. Roth, B. Nazarian, and J. L. Velay. Learning through hand- or typewriting influences visual recognition of new graphic shapes : behavioral and functional imaging evidence. *Journal of Cognitive Neuroscience*, 20(5) :802–15, 2008.

[Làdavas *et al.*, 1998] E. Làdavas, G. di Pellegrino, A. Farnè, and G. Zeloni. Neuropsychological evidence of an integrated visuotactile representation of peripersonal space in humans. *Journal of Cognitive Neuroscience*, 10(5) :581–589, 1998.

[Macaluso *et al.*, 2000] E. Macaluso, C. D. Frith, and J. Driver. Modulation of Human Visual Cortex by Crossmodal Spatial Attention. *Science*, 289(5482) :1206–1208, 2000.

[Marieb, 2000] E. N. Marieb. *Biologie humaine :Anatomie et physiologie - Essentials of Human Anatomy and Physiology*, volume Première édition. De Boeck Université, 2000. ISBN-10 2-8041-3152-1 ISBN-13 978-2-8041-3152-4.

[Meary *et al.*, 2007] D. Meary, E. Kitromilides, K. Mazens, C. Graff, and E. Gentaz. Four-day-old human neonates look longer at non-biological motions of a single point-of-light. *PLoS One*, 2(1) :e186, 2007.

[Penfield and Boldrey, 1937] W. Penfield and E. Boldrey. Somatic motor and sensory representation in the cerebral cortex of man as studied by electrical stimulation. *Brain*, 60(4) :389–443, 1937.

[Penfield and Rasmussen, 1950] W. Penfield and T. Rasmussen. The cerebral cortex of man. *Macmillan*, 1950. New York.

[Perenin and Vighetto, 1988] M. T. Perenin and A. Vighetto. Optic ataxia : a specific disruption in visuomotor mechanisms. i. different aspects of the deficit in reaching for objects. *Brain*, 111(3) :643–674, 1988.

[Poppel *et al.*, 1973] E. Poppel, R. Held, and D. Frost. Leter : Residual visual function after brain wounds involving the central visual pathways in man. *Nature*, 243(5405) :295–6, 1973.

[Revesz, 1934] G. Revesz. System der optischen und haptishen raumtaüschungen. *Zeitcrift für Physiologie*, 131 :296–375, 1934.

[Revesz, 1950] G. Revesz. Psychology and art of the blind. *Longmans Green*, 1950. London.

[Rizzolatti *et al.*, 1981] G. Rizzolatti, C. Scandolara, M. Matelli, and M. Gentilucci. Afferent properties of periarcuate neurons in macaque monkeys. II. Visual responses. *Behavioral Brain Research*, 2(2) :147–63, 1981.

[Sage, 1977] G. H. Sage. *Introduction to motor behavior : a neuropsychological approach*, volume 2d ed. of *Addison-Wesley series in physical education*. Reading Mass. : Addison-Weslley Pub. Co., c1977., 1977. ISBN : 9780201067668.

[Saygin *et al.*, 2004] A. P. Saygin, S. M. Wilson, Jr Hagler, D. J., E. Bates, and M. I. Sereno. Point-Light Biological Motion Perception Activates Human Premotor Cortex. *Journal of Neuroscience*, 24(27) :6181–6188, 2004.

[Schmidt and Lee, 1987] R. A. Schmidt and T. D. Lee. *Motor Control and Learning : A Behavioral Emphasis.* Champaign, IL : Human Kinetics, 2 edition, 1987.

[Serres, 2001] M. Serres. *Hominescence*. Number ISBN 2746500558. Ed. Le Pommier, 2001.

[Serres, 2007] M. Serres. Les nouvelles technologies : révolution culturelle et cognitive. Web :http ://interstices.info/jcms/c_33030/les-nouvelles-technologies-revolution-culturelle-et-cognitive, 12 2007.

[Shadmehr and Mussa-Ivaldi, 1994] R. Shadmehr and F. A. Mussa-Ivaldi. Adaptive representation of dynamics during learning of a motor task. *Journal of Neuroscience*, 14(5) :3208–3224, 1994.

[Shaffer, 1975] LH. Shaffer. *Attention and performance.*, volume V, chapter Multiple attention in continuous verbal tasks., pages pp 157–167. London : Academic Press, 1975.

[Shiffrar and Freyd, 1990] M. Shiffrar and J. J. Freyd. Apparent motion of the human body. *Psychological Science*, 1(No. 4) :257–264, Jul. 1990.

[Shimoga, 1992] K.B. Shimoga. Finger force and touch feedback issues in dexterous telemanipulation. *Proceedings of Fourth Annual Conference on Intelligent Robotic Systems for Space Exploration.*, pages 159–178, Sep-1 Oct 1992.

[Soto-Faraco and Spence, 2002] S. Soto-Faraco and C. Spence. Modality-specific auditory and visual temporal processing deficits. *Quaterly Journal of experimental psychology section A*, 55(1) :23–40, 2002.

[Stein and Meredith, 1993] B. E. Stein and M. A. Meredith. *The Merging of the Senses*. MIT Press, January 1993. ISBN-13 : 978-0-262-19331-3.

[Todorov and Jordan, 2002] E. Todorov and M. I. Jordan. Optimal feedback control as a theory of motor coordination. *Nature Neuroscience*, 5(11) :1226–35, 2002.

[Treisman and Davies, 1973] A. Treisman and A. Davies. *Attention and Performance*, volume IV, chapter Divided attention to ear and eye., pages 101–117. Academic Press, 1973.

[Uno *et al.*, 1989] Y. Uno, M. Kawato, and R. Suzuki. Formation and control of optimal trajectory in human multijoint arm movement. *Biological Cybernetics*, 61(2) :89–101, June 1989.

[van Beers *et al.*, 2004] R. J. van Beers, P. Haggard, and D. M. Wolpert. The role of execution noise in movement variability. *Journal of Neurophysiology*, 91(2) :1050–1063, 2004.

[Viviani and Flash, 1995] P. Viviani and T. Flash. Minimum-jerk, two-thirds power law, and isochrony : Converging approaches to movement planning. *Journal of Experimental Psychology : Human Perception and Performance*, 21(1) :32 – 53, 1995.

[Viviani and Stucchi, 1992] P. Viviani and N. Stucchi. Biological movements look uniform : evidence of motor-perceptual interactions. *Journal of Experimental Psychology : Human Perception and Performance*, 18(3) :603–23, 1992.

[Viviani and Terzuolo, 1982] P. Viviani and C. Terzuolo. Trajectory determines movement dynamics. *Neuroscience*, 7(2) :431–437, 1982.

[Viviani, 2002] P. Viviani. *Common Mechanisms in Perception and Action : Attention and Performance*, volume XIX, chapter Motor competence in the perception of dynamic events : a tutorial, pages 406–443. Oxford University Press, New York, NY, 2002.

[Woodworth, 1899] R. S. Woodworth. Accuracy of voluntary movement. *Psychological Review, Monograph Supplement*, (3) :1–114, 1899.

Chapitre 2

Interfaces haptiques

Sommaire

2.1 Historique et classification des interfaces haptiques 30
2.1.1 Approche historique 30
2.1.2 Proposition de classification des interfaces haptiques 32
2.2 Interfaces haptiques à perception thermique 34
2.3 Interfaces haptiques à perception tactile 34
2.3.1 Dispositifs vibrotactiles 34
2.3.2 Dispositifs électro-tactiles 36
2.3.3 Dispositifs à surface déformable 37
2.3.4 Dispositifs tangibles 37
2.3.5 Hologramme haptique 38
2.3.6 Dispositifs à illusions perceptives 38
2.4 Interfaces haptiques à perception kinesthésique 40
2.4.1 Exosquelettes 40
2.4.2 Robots porteurs ou à base mobile 40
2.4.3 Interfaces manipulables 42
2.4.4 Dispositifs isométriques 46
2.4.5 Dispositifs à Illusions perceptives 46
2.5 Problématiques de l'utilisation des interfaces haptiques 47
2.5.1 Temps réel 47
2.5.2 Espace de travail et degrés de liberté 48
2.5.3 Caractéristiques techniques 49
2.6 Rendu haptique « *Haptic rendering* » 49
2.7 Résumé 51
2.8 Références bibliographiques 51

Les interfaces haptiques sont des dispositifs permettant à l'utilisateur d'interagir avec un monde virtuel via le sens du toucher au sens large. Ces dispositifs agissent sur l'utilisateur en lui appliquant des forces, vibrations ou mouvements, permettant de ressentir des textures, formes, forces ou chaleurs. Le développement de ces interfaces haptiques est par essence multidisciplinaire et provient notamment des

résultats de recherches de la robotique, la psychologie expérimentale, la biologie, l'informatique ou du contrôle.

La réalité virtuelle est également un domaine pluridisciplinaire qui repose à la fois sur les sciences de l'ingénieur, les sciences et technologies de l'information et de la communication (STIC), et sur les sciences humaines. Sa finalité est d'entraîner une personne dans des activités en temps réel, en l'immergeant dans un monde artificiel, créé numériquement, et pouvant simuler certains aspects du monde réel [Fuchs *et al.*, 2006]. La simulation des aspects haptiques du monde réel passe par l'utilisation d'interfaces haptique.

Le lien est étroit entre ces deux domaines puisque les dispositifs haptiques ont besoin d'une représentation virtuelle (pour l'utilisateur) du monde qu'ils vont simuler. Dans le cadre de cette thèse, les trajectoires abordées font principalement partie du monde réel. Cependant, pour analyser les influences des dispositifs haptiques sur le geste de l'utilisateur, la représentation commune au geste, compréhensible par l'humain et la machine, subit une virtualisation. C'est pourquoi nous aborderons ce paragraphe en mélangeant allègrement les influences de ces deux domaines.

2.1 Historique et classification des interfaces haptiques

2.1.1 Approche historique

Le domaine de l'interaction homme machine est venu combler le manque d'interactivité des dispositifs d'interaction classiques (clavier, écran) par l'enrichissement de stimulations sensorielles. A l'image, ce sont ajoutés le son puis un premier dispositif de pointage (la souris) permettant de stimuler le sens kinesthésique par la réalisation d'un mouvement. Cependant, la naissance de la technologie haptique doit ses origines à Raymond C. Goertz, qui, lorsqu'il travaillait pour l'Atomic Energy Comission au laboratoire national d'Argonne (Etats-Unis), a développé dans les années 50, le premier téléopérateur maître/esclave (Model 1) [Goertz and Uecker, 1954; Goertz *et al.*, 1958]. Ce dispositif électromécanique (*cf.* figure 2.1) permettait à un opérateur de manipuler des substances radioactives avec plus de sécurité, grâce à des bras mécaniques robotisés. Les forces de contacts étaient reproduites pour que l'utilisateur puisse sentir les actions de son mouvement.

Bien que ces premiers dispositifs de télémanipulation aient trouvé leur utilité dans la manipulation à distance avec retour d'effort, il faut attendre la fin des années 1980 pour voir mûrir l'idée d'utiliser le toucher comme véritable moyen de communication [Sherrick, 1985]. Cette idée est mise en application, notamment par Brooks (1986) avec le projet de visualisation d'un champ de forces lors de l'interaction entre protéines [Brooks, 1986; Brooks *et al.*, 1990]. Ce premier dispositif haptique contrôlé par ordinateur (GROPE 1 - *cf.* figure 2.2) était composé d'un bouton monté sur une plateforme mobile. Des potentiomètres récupéraient les positions du repère (x, y) à destination de l'ordinateur, tandis que des servomoteurs exerçaient les forces (dans le même repère) reçues de l'ordinateur. Le contrôle de cette plateforme était couplé aux retours visuels. On peut alors véritablement parler du premier dispositif à retour d'effort dans un environnement de réalité virtuelle.

A cette époque, Minsky a développé un système haptique permettant de reproduire le toucher de textures : Sandpaper [Minsky *et al.*, 1990] (*cf.* figure 2.3). Le corps du dispositif était constitué d'un joystick à deux degrés de liberté. Le logiciel de contrôle permettait de créer des petits ressorts virtuels qui tiraient ou poussaient la main de l'utilisateur en fonction d'une texture. Il était possible de simuler la physique de fluides visqueux, ressorts ou encore yo-yo. Cette recherche est considérée comme le début de la théorie du rendu haptique (cf § 2.6). De nombreux dispositif haptiques de type exosquelette ont aussi vu le jour dans cette décennie. Un exosquelette est un ensemble de mécanismes (moteurs, câbles, contrôle pneumatique. . .) attachés au corps ou à la main du manipulateur permettant un retour haptique, largement inspiré du champ de la robotique [Iwata, 2008]. Cependant, la plupart des exosquelettes nécessitent

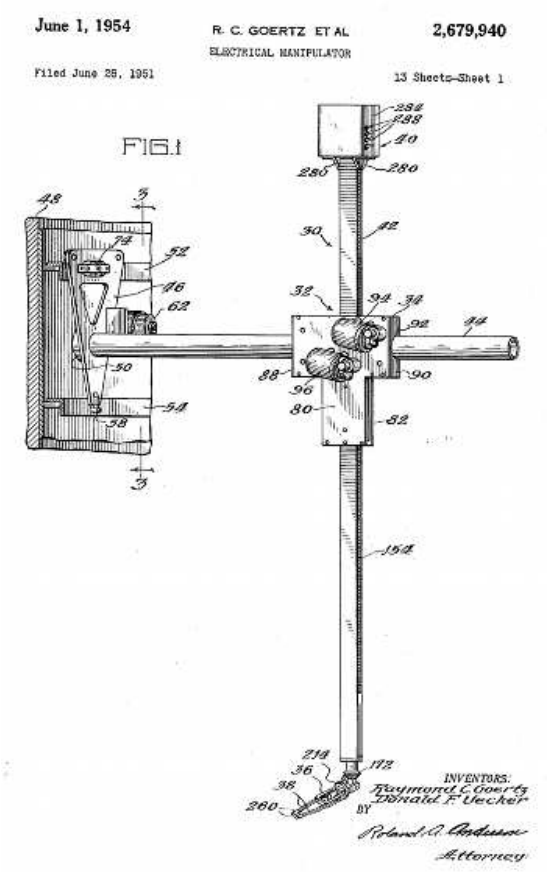


FIGURE 2.1 – Extrait du brevet du Premier Télémanipulateur maître/esclave à retour d'effort, inventé par Raymond C. Goertz en 1951 (Brevet de 1954). Le dispositif est composé d'un bras manipulateur terminé par une pince contrôlée électriquement par un ensemble de moteurs. Un système d'engrenages parallèles permet à l'utilisateur de ressentir les forces appliquées.

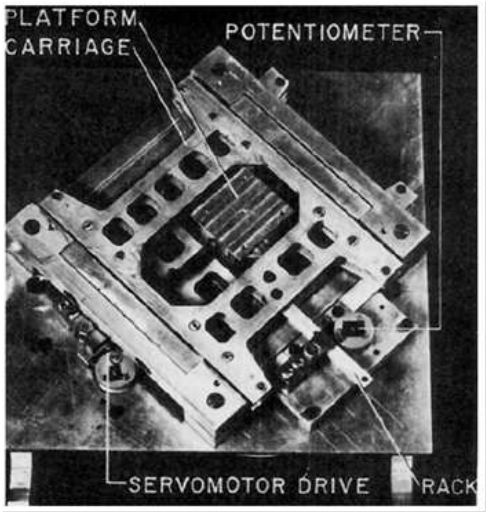


FIGURE 2.2 – Grope I : premier dispositif à retour d'effort contrôlé par ordinateur en fonction d'un retour visuel. D'après Brooks (1986).

un matériel coûteux et encombrant, ce qui en limite leur utilisation. Il faut attendre l'avènement du concept de dispositif haptique de bureau (*Desktop Force Display*) [Iwata, 1990] (*cf.* figure 2.3) pour voir une généralisation des dispositifs haptiques. Ce dispositif était toujours un exosquelette, mais de taille convenable pour une utilisation de type bureau, à six degrés de libertés (3 translation et 3 rotations). La percée de ce type de dispositifs « bureau » vient principalement du travail de Massie et Salisbury [Massie and Salisbury, 1994; Salisbury *et al.*, 1995], avec la création du PHANTOM (*cf.* figure 2.3) encore commercialisé aujourd'hui par la société SensAble Technology Inc. [SensAble Technologies, 1993]). Il s'agit d'un dispositif à base fixe, proposant un outil de manipulation (stylo) attaché à des bras contrôlant les translations. Il fonctionne sur le principe d'une interaction ponctuelle (la pointe de l'outil).

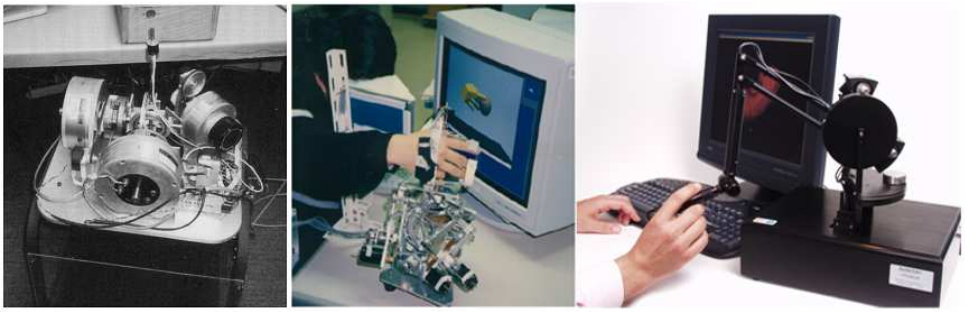


FIGURE 2.3 – (Gauche) Sandpaper : dispositif haptique pour la simulation du toucher de textures d'après Minsky (1990). (Centre) Desktop Force Display. (Droite) PHANTOM Premium, société SensAble Technology Inc.

2.1.2 Proposition de classification des interfaces haptiques

Au cours des dernières années, une multitude de dispositifs haptiques ont vu le jour, et la revue complète serait trop longue. Srinivasan et Basdogan [Srinivasan and Basdogan, 1997] ont proposé une taxonomie pour classifier les dispositifs haptiques. Celle-ci repose sur une décomposition de dispositifs tactile et dispositifs kinesthésiques, puis par une séparation *Base fixe /Base mobile* (« ground-based »/« body-based ») comme sous-section. Swanson en 2003, apporte une distinction sur la nature du stimulus envoyé à l'utilisateur et introduit la notion de *dispositif actif* et *dispositif passif* (à l'image des stimulations sensorielles présentes dans le toucher) [Swanson and Book, 2003]. Un dispositif actif permettra de générer des forces au sein d'un système par des technologies différentes (moteurs, pneumatique, magnétique. . .). Un dispositif passif se contentera de dissiper l'énergie du système par des mécanismes de frein, ou de dissipation d'énergie. Enfin, une *classification par famille* (exosquelettes, clavier programmable, souris augmentées, joysticks. . .) a été utilisée par Hayward et Astley (2004) [Hayward *et al.*, 2004]. Cette classification nous semble beaucoup plus complète dans la description des types fondamentalement différents des dispositifs présentés. Cependant, lors de notre état de l'art, certains dispositifs haptiques (tels que les hologrammes haptiques p. 38 par exemple) ne trouvaient pas leur place dans cette dernière classification.

Nous proposons donc une classification (*cf.* figure 2.4) basée sur une première distinction des perceptions visées par les dispositifs (thermique, tactile et kinesthésique) décrites p. 12, puis par famille ou technologies utilisées. Les catégories de cette classification ne sont pas hermétiques puisque certains dispositifs peuvent s'ajouter pour former une configuration mixtes : tactilo-kinesthésique par exemple. Nous allons présenter des exemples de dispositifs présents dans chacune des catégories.

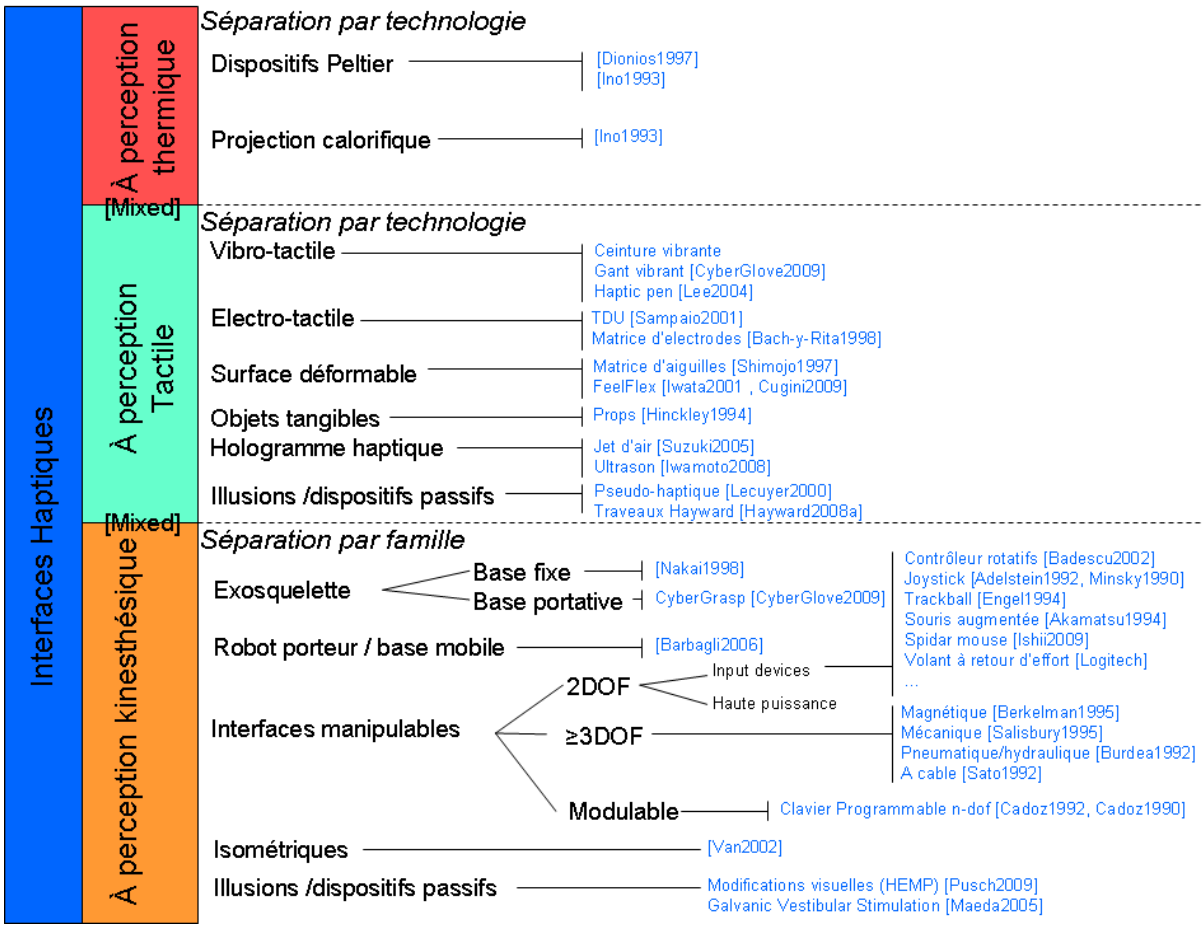


FIGURE 2.4 – Proposition de taxonomie des dispositifs haptiques.

2.2 Interfaces haptiques à perception thermique

Deux grands types de technologies existent pour transférer une information thermique à un utilisateur. La première consiste à créer un flux de chaleur (ou froid), puis à le « projeter » à l'utilisateur par l'intermédiaire de ventilateurs, souffleurs... [Ino *et al.*, 1993]. La seconde, utilise l'effet thermoélectrique (ou effet Peltier). En 1834, le physicien Jean Charles Athanase Peltier découvre les anomalies de températures aux jonctions de conducteurs de nature différentes, lorsqu'ils sont soumis à un courant continu. En conjuguant ce procédé aux semi-conducteurs les plus performants, on obtient un module thermoélectrique ou module à effet Peltier (*cf.* figure 2.5). Le flux thermique ainsi créé permet de générer du chaud et du froid, dans un seul dispositif qui se pilote facilement par l'envoi d'un courant continu dans un sens ou dans l'autre. De nombreuses recherches portant sur des dispositifs de transfert thermiques sont basées sur cette technologie [Ino *et al.*, 1993; Dionisio, 1997] mais la théorie sur la sensation thermique chez l'homme reste encore à compléter.

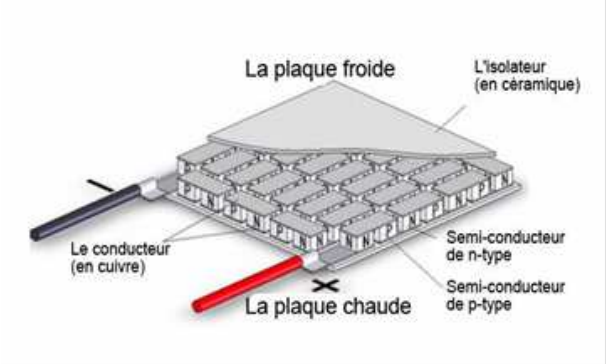


FIGURE 2.5 – Module thermoélectrique (élément Peltier). source www.kryotherm.ru

2.3 Interfaces haptiques à perception tactile

Les interfaces tactiles visent à restituer des informations de pressions surfaciques, de vibrations, de glissement, généralement à haute fréquence. Nous savons encore mal contrôler finement des dispositifs à de telles fréquences. La technologie utilisée pour ce genre de dispositif est donc basée sur des éléments permettant de restituer ces hautes fréquences (utilisation de vibreurs ou utilisation implicite des mouvements d'explorations manuels *cf.* § 1.2.1) et des éléments relativement précis de par la discrimination importante du sens tactile. En effet, des études sur l'efficacité et la précision des récepteurs tactiles montrent que l'espèce humaine est capable de différencier deux points d'une surface espacés de 2.5 millimètres à l'extrémité de l'index sans mouvement actif d'exploration [Hatwell *et al.*, 2000]. La nature des dispositifs en sera modifiée (stimulations électriques précises par exemple) et leur taille sera souvent réduite. Enfin, deux dernières catégories feront partie de ces interfaces tactiles : des dispositifs tangibles, utilisant de véritables objets comme vecteur de sensations ; et des dispositifs exploitant les illusions perceptives du tactile.

2.3.1 Dispositifs vibrotactiles

Les dispositifs vibrotactiles permettent de stimuler les récepteurs surfaciques de la peau par vibration. L'utilisation de moteurs avec une masselotte décentrée permet de reproduire ces sensations. Ils peuvent être disposés à différents endroits sur la personne (ceinture vibrante, gant vibrant [CyberGlove, 2009]

(*cf.* figure 2.6-droite)) ou sur des objets manipulés par la personne (téléphone portable, stylo [Lee *et al.*, 2004] (*cf.* figure 2.6-gauche)).

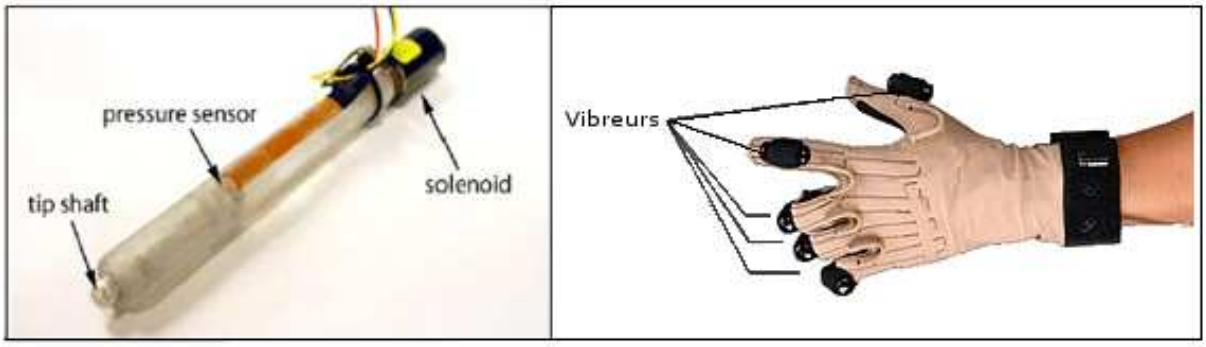


FIGURE 2.6 – (Gauche) Haptic Pen. Un solénoïde est fixé à l'extrémité du stylo, transmettant des vibrations à l'utilisateur. (Droite) CyberTouch - Gant de la société cyberglovesystems.com, équipé de vibreurs permettant de stimuler la perception tactile.

Ces dispositifs peuvent aussi se présenter sous la forme de matrice d'aiguillles vibrantes, sur laquelle le doigt du sujet peut librement évoluer (*cf.*figure 2.7).

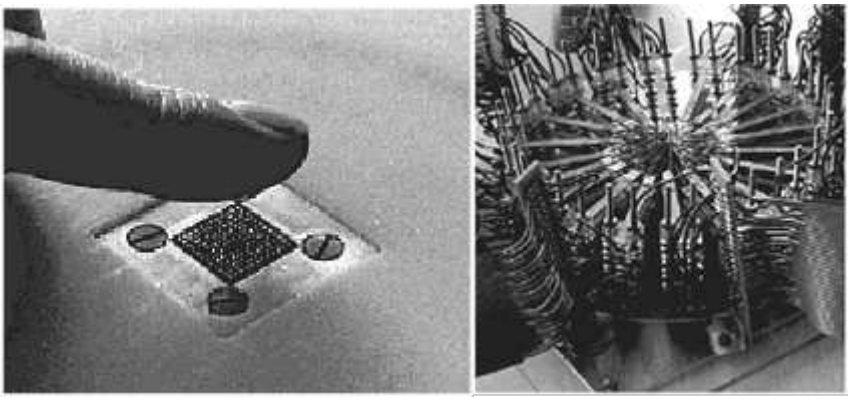


FIGURE 2.7 – Tactile Array, Exeter [Craig *et al.*, 2001]. Chaque aiguille de la matrice (gauche) est reliée à un moteur piézo-électrique (droite), permettant un contrôle fréquentiel indépendant de sa fréquence.

2.3.2 Dispositifs électro-tactiles

Les dispositifs électro-tactile stimulent directement la surface des organes (peau ou langue principalement), par application de faibles courants électriques. Le Tongue Display Unit (TDU) [Sampaio *et al.*, 2001] et les matrices d'électrodes placées sur le ventre [Bach-y Rita *et al.*, 1998] sont les exemples les plus connus de ces dispositifs (*cf.* figure 2.8.)

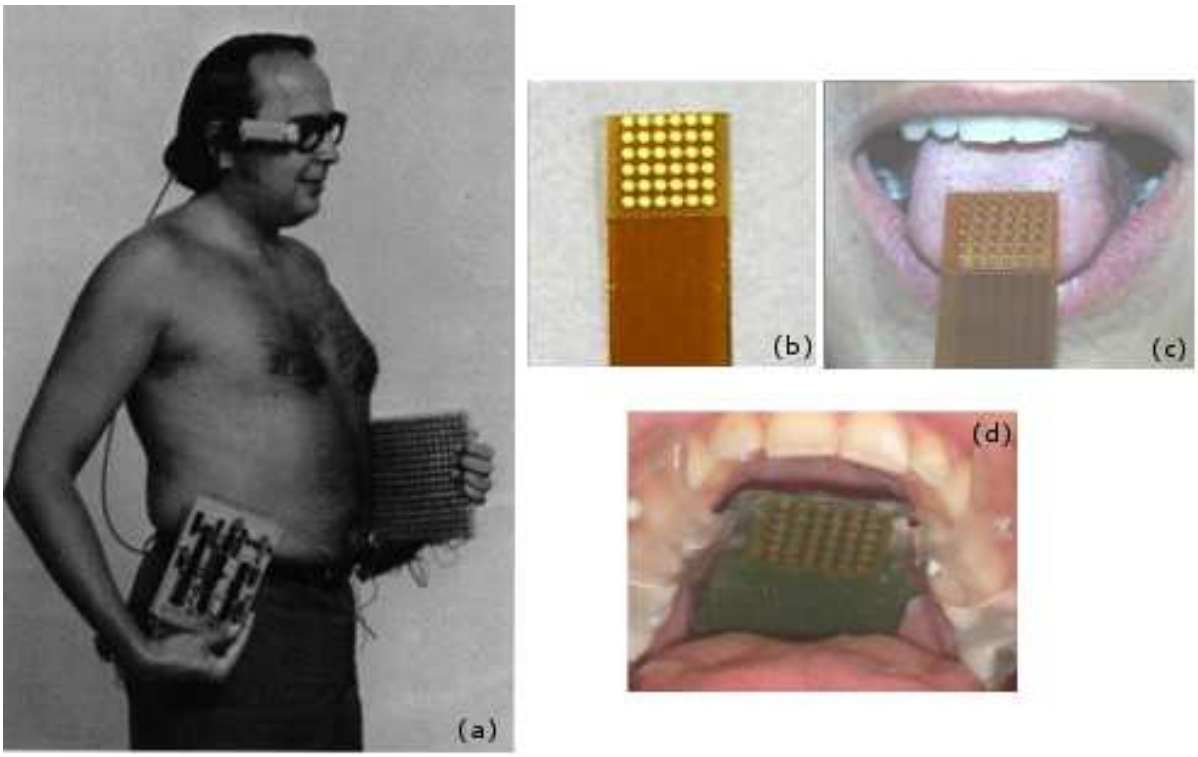


FIGURE 2.8 – (a) Pr Bach-y-Rita équipé d'une matrice de stimulations tactile placée sur le ventre, permettant de suppléer la vision. (b,c,d) Tongue Display Unit utilisé au laboratoire TIMC-IMAG pour renvoyer des informations tactiles sur la langue. (b) matrice d'électrodes. (c) Version filaire de la matrice en place sur la langue. (d) Version sans fil de la matrice en place sur la langue.

2.3.3 Dispositifs à surface déformable

L'idée de simuler les propriétés surfaciques d'un objet a mené à la réalisation de dispositifs permettant d'imiter une surface. Les procédures d'explorations décrites par Klatzky [Klatzky *et al.*, 1987] sont largement utilisées pour rendre compte des propriétés tactiles fines. On trouve dans cette catégorie de dispositifs, les matrices d'aiguilles [Shimojo *et al.*, 1997], permettant d'adopter la forme de l'objet à « sentir » (*cf.* figure 2.9.a). Des dispositifs tactiles à matrice d'aiguille ont aussi été utilisés pour convertir du texte en braille (OPTical toTActile CONverter - *cf.* figure 2.9.b [Goldish and Taylor, 1974]). D'autres dispositifs proposent d'imiter la surface d'un objet. C'est le cas des dispositifs utilisés par Iwata ou Cugini [Iwata *et al.*, 2001; Cugini *et al.*, 2009], qui permettent de déformer une surface pour simuler un objet (*cf.* figure 2.9.c) ou une partie de cet objet.

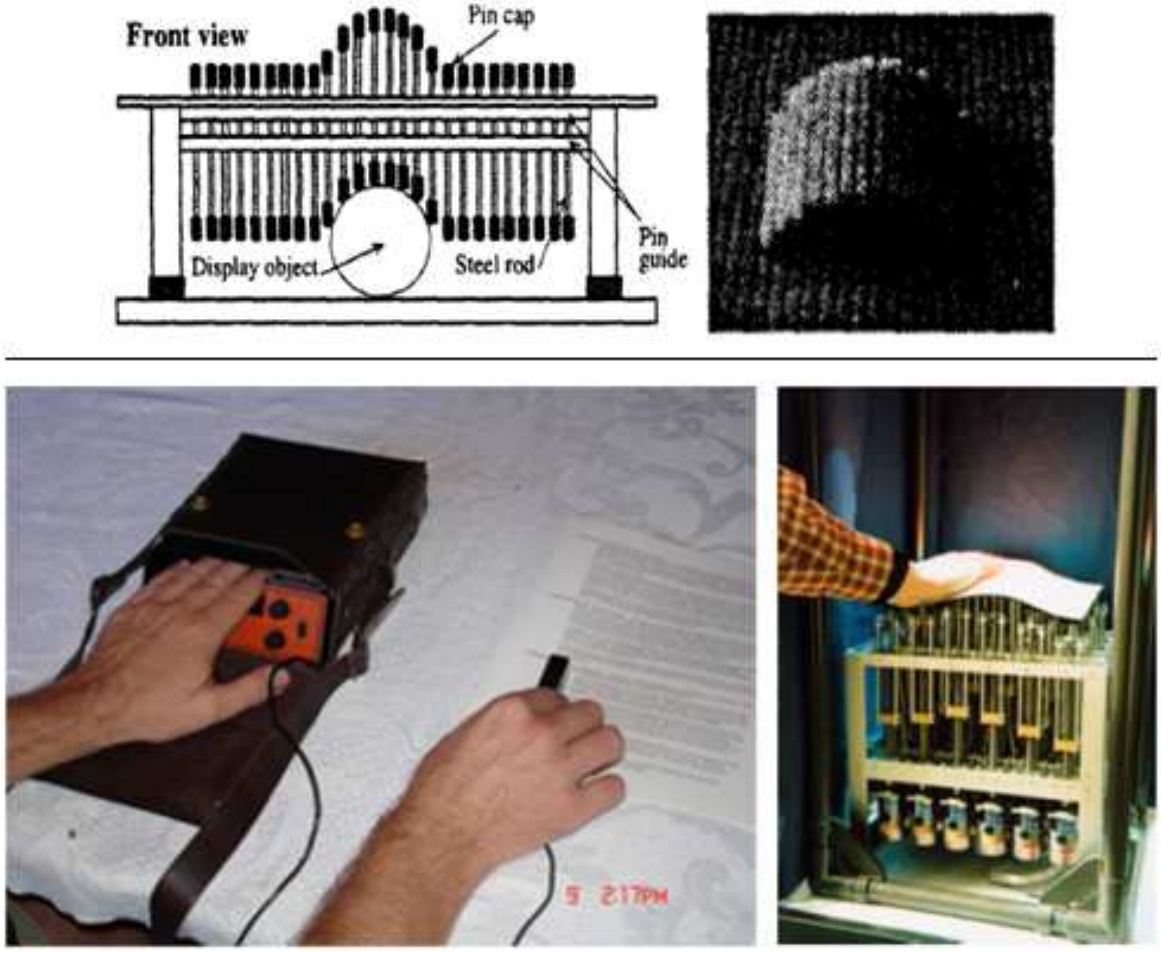


FIGURE 2.9 – a) (Haut). Matrice d'aiguilles métalliques [Shimojo1997]. b) (Bas gauche). OPTACON : Dispositifs de lecture et conversion en braille [Goldish1974]. c) (Bas droite). FEELEX : Simulation d'une surface par déformation [Iwata2001].

2.3.4 Dispositifs tangibles

Les dispositifs tactiles utilisant des objets tangibles (ou « props ») furent introduits par Hinckley en 1994 [Hinckley *et al.*, 1994] (*cf.* figure 2.10). Il s'agit d'objets réels, non contrôlés par un ordinateur,

mais qui renvoient des informations de surface, de rigidité et d'élasticité liées à leur structure physique. La forme et la texture de l'objet permettent à l'utilisateur d'agir intuitivement sur un objet virtuel en manipulant l'objet tangible associé. Ce concept a été étendu à des objets virtuels mélangeant une partie physique réelle et une partie virtuelle, sous le nom de mixed-prop [Ortega and Coquillart, 2006; Ortega, 2007].

FIGURE 2.10 – Objet tangible, application à la visualisation chirurgicale. D'après Hinckley (1994).

2.3.5 Hologramme haptique

Un hologramme représente une image en trois dimensions apparaissant comme « suspendue en l'air ». Un « hologramme haptique » (terme nouvellement introduit) serait la représentation « suspendue en l'air » d'un objet virtuel, touchable. Des recherches récentes ont montré que l'utilisation de technologies de projection d'air [Suzuki and Kobayashi, 2005] (*cf.* figure 2.11.a) ou par ultrasons [Iwamoto *et al.*, 2008] (*cf.* figure 2.11.b), permettent de simuler des objets virtuels sans véritables contacts.

2.3.6 Dispositifs à illusions perceptives

L'utilisation des illusions perceptives tactiles peut, de mon point de vue, être considérée comme une véritable interface haptique dans la mesure où des informations tactiles sont perçues par l'utilisateur. Vincent Hayward a largement étudié ces illusions perceptives tactiles et en liste plus d'une vingtaine [Hayward, 2008]. De même, les travaux initiés par l'équipe i3D sur le pseudo-haptique [Paljic *et al.*, 2004; Lécuyer *et al.*, 2004; Lécuyer and Burkhardt, 2005; Lécuyer, 2009] (*cf.* figure 2.12) montrent clairement l'existence d'une perception d'informations normalement liée au tactile (texture d'objets). Ces travaux peuvent néanmoins être classé dans la catégorie des interfaces haptiques à illusion perceptives kinesthésiques si l'on se place d'un point de vue du mouvement réalisé, lorsqu'il y a exploration active des objets. Néanmoins, comme l'ont montré certains auteurs [Robles-De-La-Torre and Hayward, 2001], la présence de ces illusions perceptives liés au tactile peut aussi apparaître en absence de mouvement (exploration passive). C'est à partir de ce dernier critère que nous avons choisi de placer ces interfaces dans cette catégorie.

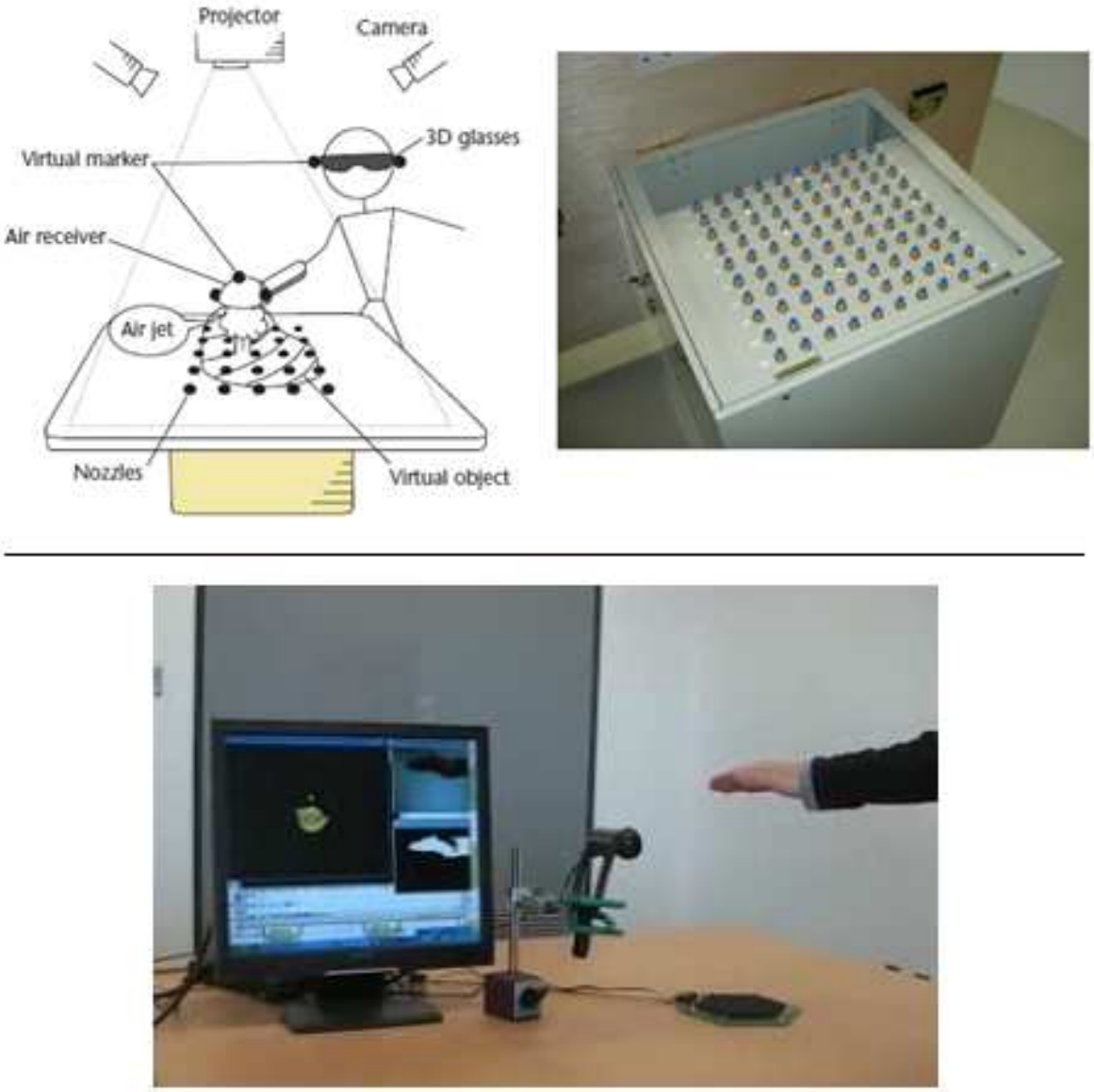


FIGURE 2.11 – a) (Haut). Configuration du système à projection d'air proposé par Suzuki (2005). b)(Bas). Airborne Ultrasound Tactile Display d'après Iwamoto (2008).

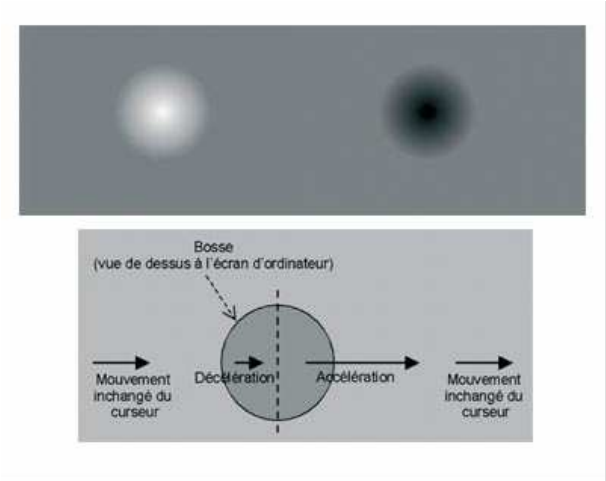


FIGURE 2.12 – Image Tactile. Simulation d'une information tactile par l'utilisation d'illusions perceptives. La modification du retour visuel par l'ajout d'ombres et changement de couleurs permet de recréer des bosses et des creux (image du haut). Lors du passage du curseur sur ces objets modifiés, la vitesse de déplacement du curseur visuel est modifiée (image du bas). L'utilisateur perçoit une information tactile correspondante à un creux ou une bosse résultant de cette modification visuelle. D'après Lecuyer (2004).

2.4 Interfaces haptiques à perception kinesthésique

La perception kinesthésique implique souvent une réaction de contre d'une force extérieure, comme le poids ou un contact entre objets. Il s'agit dans ce cas d'un contrôle sensori-moteur permettant une interaction bidirectionnelle avec l'environnement. Nous avons classé les dispositifs haptiques à perception kinesthésique par grandes familles : les exosquelettes (à base fixe ou portative), les robots porteurs (ou à base mobile), les interfaces manipulables (où le sujet va ressentir les forces appliquées par un mécanisme de préhension, action directe ou attache), les dispositifs isométriques, et enfin, les dispositifs utilisant les illusions perceptives.

2.4.1 Exosquelettes

Les dispositifs de type exosquelettes, fils de la télémanipulation, sont apparus historiquement les premiers (*cf.* § 2.1.1). On peut néanmoins séparer cette famille en deux types : les dispositifs à base fixe et les dispositifs à base portative. Les premiers sont généralement fixés à un bureau, au sol, au mur ou au plafond d'une pièce, ainsi qu'à l'utilisateur. Leur conception se rapproche un maximum de l'individu. Leur encombrement est généralement fort et leur coût va de paire avec leur taille et leur grand espace de travail. Parmi les exosquelettes à base fixe, le bras à 7 degrés de liberté de Nakai [Nakai *et al.*, 1998] (*cf.* figure 2.13.a) est une bonne représentation. Les dispositifs à base portative peuvent, comme leur nom l'indique, être portés par un humain. Le gant à retour d'effort CyberGrasp [CyberGlove, 2009] est un bon exemple (*cf.* figure 2.13.b).

2.4.2 Robots porteurs ou à base mobile

Les robots porteurs (ou à base mobile) offrent une extension d'espace de travail aux dispositifs haptiques kinesthésiques classiques. Ils reposent sur l'utilisation d'un dispositif (souvent de type interfaces manipulables), combiné avec un appareillage de transport (transporteur) dépendant des positions de l'utilisateur. Contrairement aux dispositifs à base fixe ou portative, ces dispositifs sont équipés de capteurs

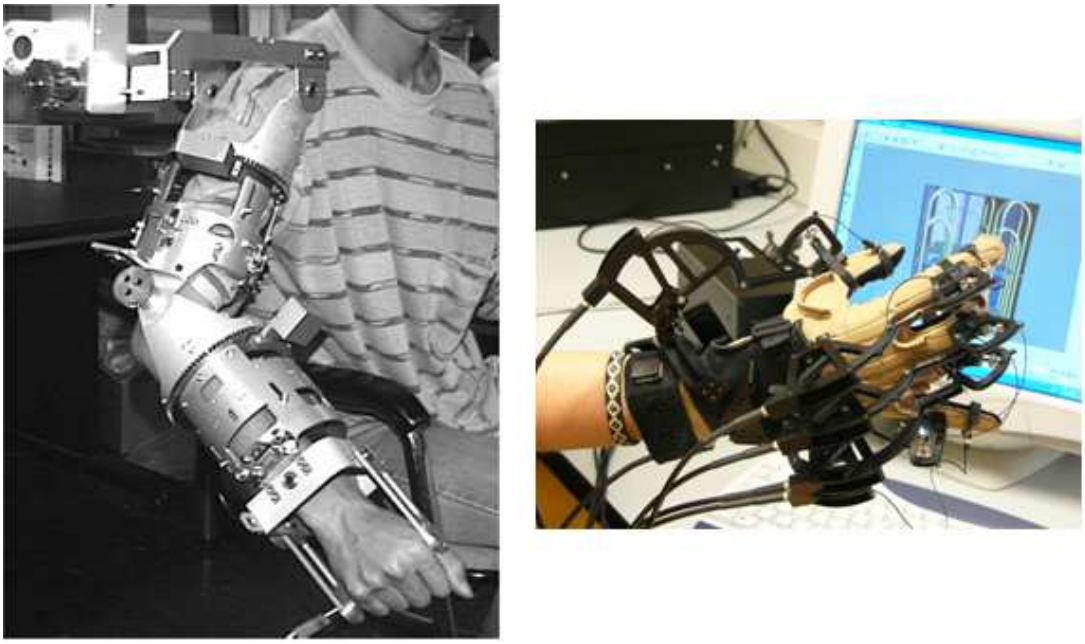


FIGURE 2.13 – a) (Gauche). Exosquelette à 7 degrés de liberté Sensor Arm. D'après Nakai (1998). b) (Droite). CyberGrasp : exosquelette à base portative permettant de simuler la préhension. CyberGlove (2009).

renseignant sur la position de l'utilisateur dans le monde virtuel. Ceci entraîne un traitement plus complexe et une problématique de performance (transmission de données, contrôle de l'appareillage de transport) et de stabilité face aux forces exercées par le dispositif porté (le transporteur ne devra pas bouger lors de l'application d'une force grande). Parmi ces dispositifs, nous citerons l'exemple du robot porteur de l'université de Sienne et de l'université de Stanford (*cf.* figure 2.14) [Barbagli *et al.*, 2006].

FIGURE 2.14 – Exemple de robots porteurs. Un dispositif manipulable (PHANToM Premium 1.5) est posé sur le transporteur d'après Barbagli (2006).

2.4.3 Interfaces manipulables

Nous avons regroupé un grand nombre d'interfaces haptiques à perception kinesthésique dans cette catégorie. Leur nature technologique peut être très différente, mais leur point commun sous-jacent est l'utilisation d'un outil (stylos, joystick, outils de chirurgie...) que l'utilisateur va manipuler. Iwata [Iwata, 2008] propose le terme de Tool Handling Devices. D'autres auteurs les regroupent sous le terme Haptic desktop devices. Cette famille de dispositifs peut se décomposer suivant le nombre de degrés de liberté (DDL) de ces interfaces [Laycock and Day, 2003]. Afin d'éviter une liste sans fin (dispositifs à 1 ddl, 2 ddl, 3ddl...), nous nous intéresserons à la classe des dispositifs à deux degrés de liberté et aux dispositifs à trois degrés de liberté (ou plus). Les dispositifs modulaires feront également l'objet d'une sous famille. Les dispositifs à perception kinesthésique à deux degrés de liberté découlent de la modification de périphériques d'entrée (input devices) du monde informatique. Nous retrouvons donc des souris augmentées [Akamatsu and Sato, 1994; Ishii *et al.*, 2009] (*cf.* fig. 2.15.a), des joysticks [Adelstein and Rosen, 1992; Minsky *et al.*, 1990] (*cf.* fig. 2.15.b) des volants à retour d'effort (*cf.* fig. 2.15.c) [Logitech, 2009], des contrôleurs rotatifs (*cf.* fig. 2.15.d) [Badescu *et al.*, 2002], des "trackball" (*cf.* fig. 2.15.d) [Engel *et al.*, 1994]...

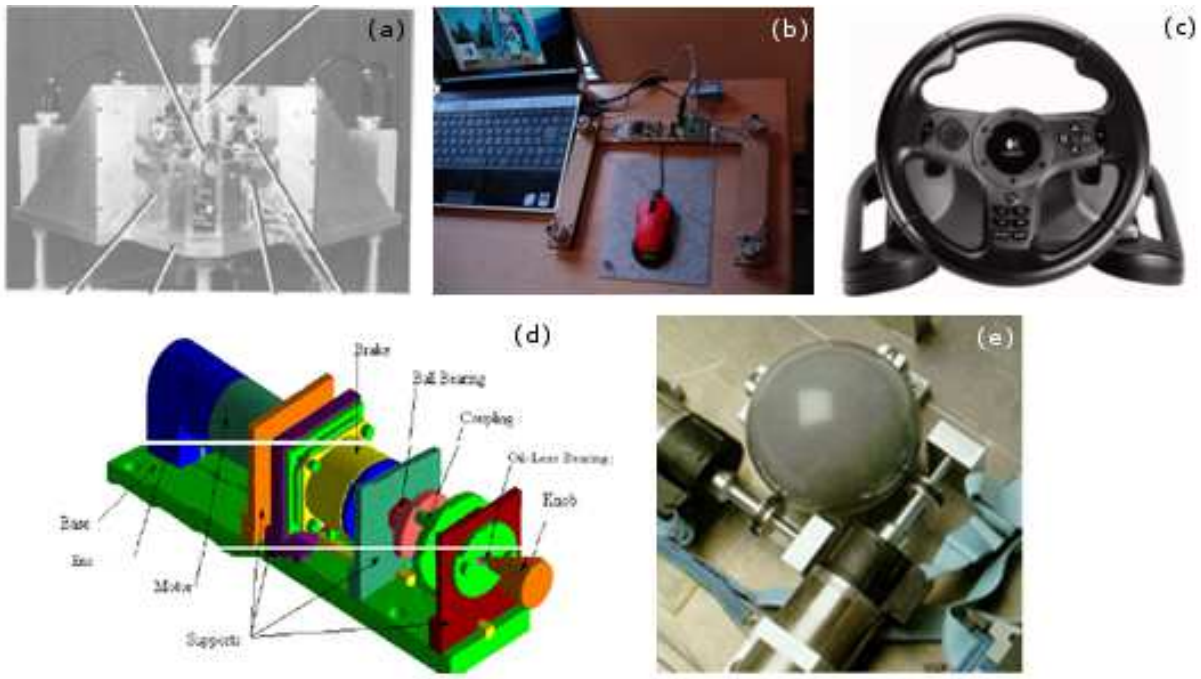


FIGURE 2.15 – (de haut en bas, de gauche à droite). a). Joystick à retour d'effort d'après (Adelstein 1990). b). Souris à retour d'effort à base de câble (Ishiii 2009). c) Volant à retour d'effort (Logitech 2009). d). Contrôleur rotatif à retour d'effort (Badescu 2002). e). Trackball à retour d'effort (d'après J.F. Schouten School)

D'autres dispositifs à retour d'effort à deux degrés de liberté existent pour simuler une tâche très précise. C'est le cas des interfaces à haute puissance tel que le dispositif créé par Ellis [Ellis *et al.*, 1996] (*cf.* fig. 2.16) ou encore du Pantograph [Ramstein and Hayward, 1994].

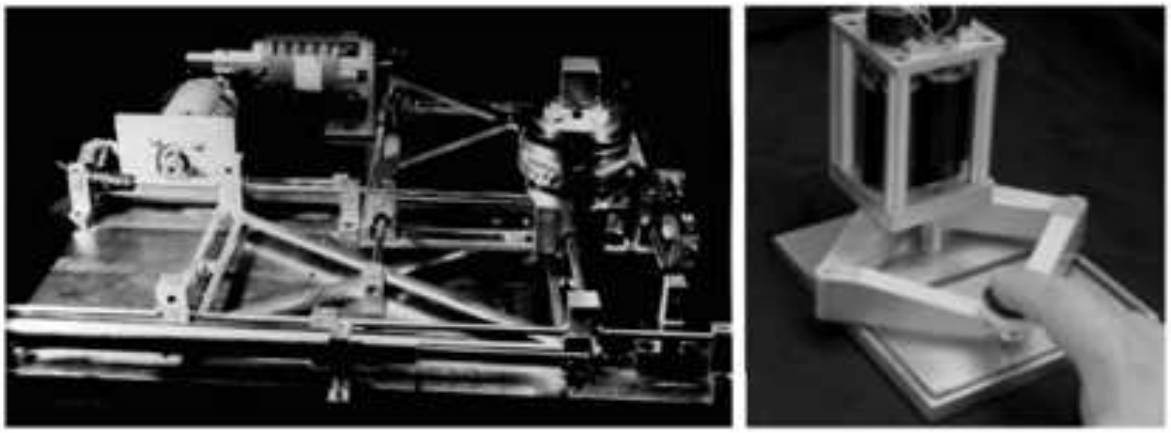


FIGURE 2.16 – a). Dispositif à retour d'effort planaire de haute puissance (Ellis 1996). b) Pantograph. Dispositif pour simuler l'exploration de surfaces (Ramstein 1994)

Concernant les dispositifs à trois degrés de liberté (ou plus), nous retrouvons une pléthore de dispositifs. Les technologies utilisées peuvent être mécaniques (*cf.* fig. 2.17.a) [Salisbury *et al.*, 1995], pneumatique ou hydraulique (*cf.* fig. 2.17.b) [Burdea *et al.*, 1992], magnétique (*cf.* fig. 2.17.c) [Berkelman *et al.*, 1995] ou encore à base de câbles (*cf.* fig. 2.17.d) [Sato *et al.*, 1992]. La spécificité de ces dispositifs est leur possibilité de simuler le toucher dans des domaines relativement variés (chirurgie fine, écriture, modélisation 3D, jeux...), tout en restant accessibles au niveau encombrement et coût.

Enfin, au sein des interfaces manipulables, une classe de dispositifs (que nous appellerons modulables), permet de « construire » un dispositif sur-mesure avec la possibilité d'un grand nombre de degrés de liberté. C'est le cas du clavier rétroactif modulaire, inventé par Claude Cadoz et ses collaborateurs [Cadoz *et al.*, 1990; Cadoz *et al.*, 1992]. Il est composé de touches, similaire aux touches d'un piano, dont la hauteur est contrôlée par ordinateur. Chaque touche est contrôlée de manière magnétique. Un clavier est donc une composition de ces touches, sur lequel plusieurs dispositifs peuvent être fixés à une ou plusieurs touches. Ce projet, initialement orienté vers la création musicale, est capable d'offrir une multitude de configurations possibles (joysticks à 3 ou 6 degrés de liberté, ciseaux à retour d'effort, bagues...) (*cf.* figure 2.18).

FIGURE 2.17 – a) Gammes des dispositifs à retour d'effort de SensAble (Phantom Omni, Phantom Desktop, Phantom Premium 1.0 et 1.5) (Salisburry 1995). b) Gant à retour d'effort (Master II-ND) à base de pistons pneumatiques (Burdea 1992). c) Magnetic Levitation Haptic Device (Berkelman 1995). d) Système à retour d'effort à base de câble et son contrôleur (SPIDAR-G)(Sato 1992).

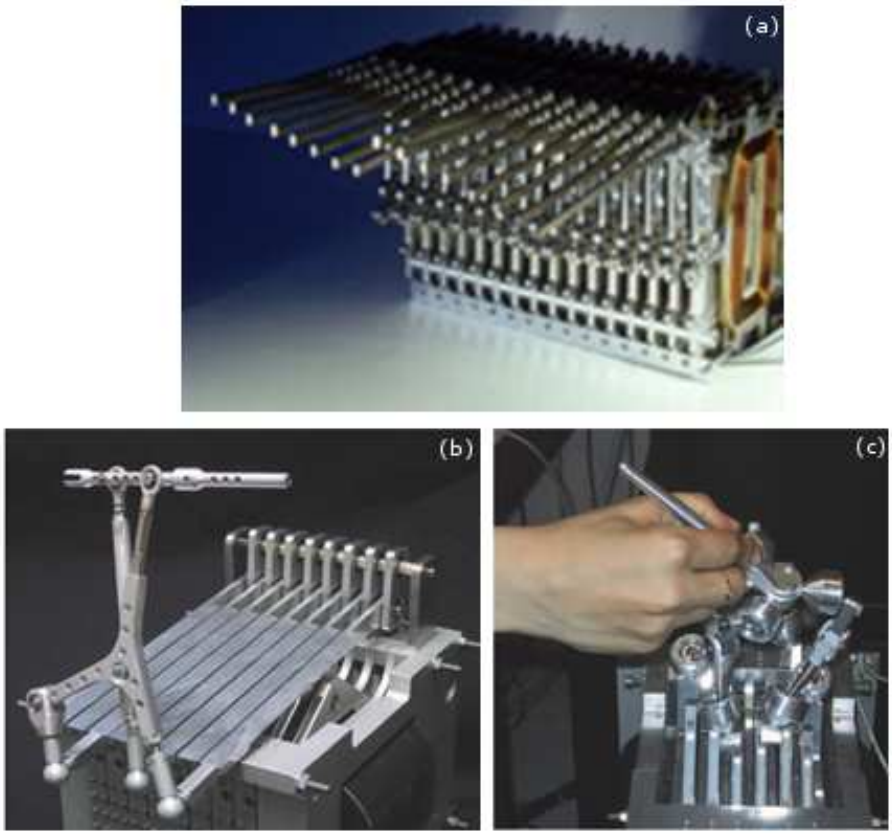


FIGURE 2.18 – Clavier rétroactif modulaire (Cadoz 1990). a) configuration de base 18 touches. b) configuration simulant un dispositif spécifique. c) configuration joystick à 6 degrés de liberté.

2.4.4 Dispositifs isométriques

Les dispositifs isométriques pourraient entrer dans la famille des interfaces manipulables car ils partagent le concept de manipulation. Cependant, leur fonctionnement est très différent. Dans le cas des dispositifs manipulables, les actionneurs mesuraient une position et renvoyaient une force à l'utilisateur. Dans le cas des dispositifs isométriques, une force est mesurée et une position est renvoyée. Dans le premier cas, le contrôle est dit *isotonique* (la force ne change par avec la position) ; dans le second cas, le contrôle est dit *isométrique* (la position ne change pas quel que soit la force appliquée). Les termes de contrôle en *impédance* (pour les dispositifs isotoniques) et de contrôle en *admittance* (pour les dispositifs isométriques) sont souvent utilisés. Très peu de dispositifs existent car la complexité du contrôle (notamment l'utilisation de capteurs de force) est grande. Cependant, l'HapticMaster [Van der Linde *et al.*, 2002] de la société FCS Controls Systems fait office de bon représentant (*cf.* figure 2.19).

FIGURE 2.19 – Dispositif isométrique HapticMaster de la société FCS Control Systems.

2.4.5 Dispositifs à Illusions perceptives

A l'égal des illusions perceptives tactiles, des illusions perceptives kinesthésiques existent. Des dispositifs peuvent en faire usage pour renvoyer à l'utilisateur une information kinesthésique [Bowman *et al.*, 2008]. Lecuyer *et al.* [Lecuyer *et al.*, 2000] montre que la modification d'indices visuels lors d'une tâche de discrimination de raideur de ressorts virtuels engendre des sensations kinesthésiques. De même, Pusch *et al.* [Pusch *et al.*, 2009] a montré qu'il était possible de faire ressentir une force à un utilisateur par une modification de la position visuelle de ses membres à travers l'utilisation d'une configuration de visio-casques de réalité virtuelle (*cf.* fig. 2.20.a). De même, l'utilisation de dispositifs galvaniques au niveau des récepteurs vestibulaires de l'oreille [Maeda *et al.*, 2005] permet de modifier la perception de la proprioception et de l'équilibre (*cf.* fig. 2.20.b).

FIGURE 2.20 – a) (Haut). HEMP (hand-displacement-based pseudo-haptics) (Pusch 2009). b) (Bas) . Dispositifs galvanique de stimulation vestibulaire, permettant la simulation d'une accélération (Maeda 2005).

2.5 Problématiques de l'utilisation des interfaces haptiques

L'utilisation de dispositifs haptiques pose des problématiques propres à l'interaction partagée entre l'utilisateur (boucle humaine sensorimotrice) et la machine (boucle machine capteurs-effecteurs). La mise à jour des informations (fréquence et temps réel) apparaît donc à l'introduction de dispositifs haptiques actifs. D'autre part, la perception haptique humaine est très étendue, à la fois dans l'espace, mais aussi dans sa sensibilité. Les dispositifs haptiques doivent répondre à des contraintes fortes d'espace de travail et de dynamique des retours sensoriels. Enfin, les contraintes techniques du contrôle, avec notamment des phénomènes de résonances, ou les aspects de gestion des risques liés à l'application de forces à l'utilisateur imposent un certain nombre de précautions de conception. Nous allons détailler l'ensemble de ces spécificités dans ce paragraphe.

2.5.1 Temps réel

La détection de forces par l'humain nécessite une fréquence d'application d'environ 320 Hz [Brooks, 1990]. Cette contrainte forte et le théorème de l'échantillonnage de Shannon imposent une fréquence de mise à jour double, soit environ 1000 Hz pour les dispositifs à retour d'effort. Cette contrainte est appelée dans le monde de l'informatique une exécution temps réel. Par comparaison, la manipulation d'une scène visuelle (représentation informatique du monde virtuel) ne requiert une fréquence de mise à jour minimale que d'environ 30 Hz (seuil de persistance rétinienne de 15 Hz). Les algorithmes de calculs de collision, de simulation physique des propriétés haptiques des objets virtuels et d'envoi des forces (ou positions) à l'interfaces doivent se réaliser en moins d'une milliseconde. Malgré l'augmentation de la puissance de calcul des ordinateurs actuels, ces calculs doivent être optimisés, et une simplification du monde virtuel est souvent nécessaire. De plus, les mécanismes de synchronisation entre la scène visuelle et la scène haptique font appel à des procédés d'exclusion mutuelle (*mutex*). Ces mécanismes

peuvent aussi être mis en jeux lors de l'existence de différents canaux sensoriels (kinesthésique et tactile), où les besoins en terme de fréquence d'envoi d'informations ne sont pas les mêmes (*cf.* figure 2.21). L'interaction en temps réel est assurée dans la mesure où le sujet ne perçoit aucun décalage temporel entre son action motrice dans l'environnement virtuel et la réponse sensorielle de ce dernier. Le degré d'immersion dépend, quant à lui, de la manière dont les sens du sujet sont alimentés par des informations issues du monde virtuel.

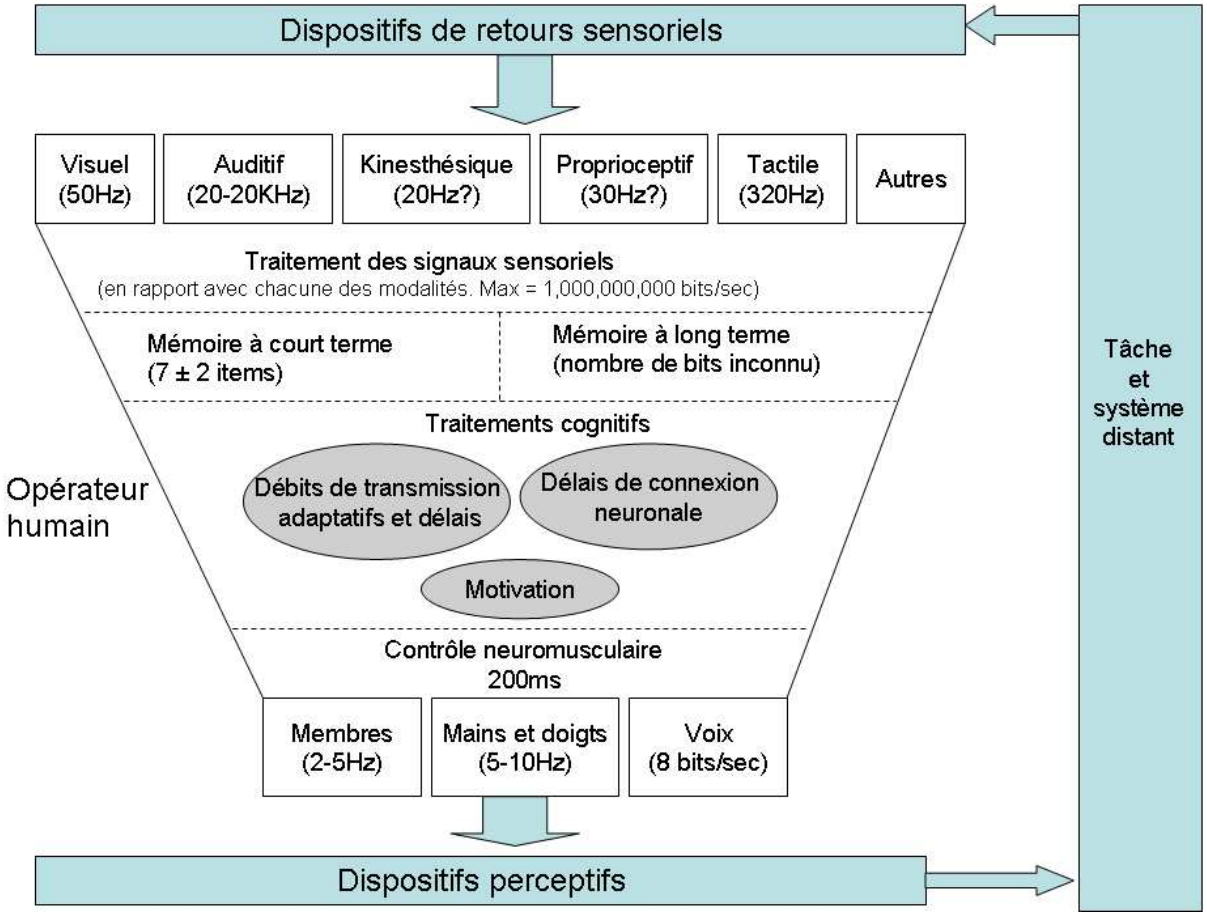


FIGURE 2.21 – Asymétrie des besoins fréquentiels dans le traitement de l'information haptique. D'après Brooks (1990).

2.5.2 Espace de travail et degrés de liberté

L'espace de travail des interfaces haptiques est souvent restreint à la réalisation d'un geste simple. Les interfaces à base mobile (*cf.* § 2.4.2) sont une tentative de réponse mais posent de nombreux problèmes au niveau de la vitesse de transmission des informations à destination du dispositif haptique, du contrôle du transporteur ou encore de la résistance face à des forces importantes. C'est pourquoi l'espace de travail est souvent un facteur limitant quant à la réalisation d'un geste de nature écologique. De même, un décalage entre l'espace de visualisation et l'espace de manipulation induit une dégradation de l'immersion. C'est pourtant ce que nous « affrontons » tous les jours en manipulant le curseur (représenté à l'écran) en bougeant la souris (qui se trouve sur le côté du bureau). Inversement, une action colocalisée (mêmes espaces de visualisation et de représentation) permet d'améliorer sensiblement l'immersion de

l'utilisateur. Ce dernier se retrouve alors dans une situation « écologique », proche du réel. Néanmoins, des conflits sensoriels peuvent apparaître, dans la mesure où l'humain est placé dans des conditions inhabituelles, voire incohérentes. Ces conflits ne sont cependant pas dénués d'intérêts et sont principalement utilisés par les sciences cognitives afin de déterminer les mécanismes cognitifs et cérébraux impliqués dans les habiletés sensori-motrices et l'intégration intermodale. Le réalisme du rendu haptique est souvent associé au nombre de degrés de liberté (ddl) (Degree of Freedom - DOF en anglais) du dispositif. Nous avons vu dans le § 1.2.1 que la main en possède vingt deux. Pourtant, peu de dispositifs proposent la totalité de ces degrés de liberté. Le nombre des degrés de liberté d'un dispositif reste encore à l'heure actuelle un critère important dans le choix d'un dispositif. Il faut néanmoins souligner la différence entre degrés de libertés et degrés d'action. Les dispositifs haptiques les plus courants (interfaces manipulables) se présentent sous la forme de bras articulés, où l'utilisateur saisit une extrémité (souvent un stylo), qui peuvent être manipulés selon six degrés de liberté (6 DOF - degree of freedom) : translations en X, Y et Z et rotations autour de ces mêmes axes. Ces dispositifs permettent d'envoyer des forces et ainsi de contraindre les actions de l'utilisateur sur l'ensemble ou sur une partie de ces mêmes axes ; on parle de « degrés d'action ». Ainsi, un dispositif pourra autoriser la manipulation en six degrés de liberté et n'avoir que trois degrés d'action. Par exemple, pour la représentation fidèle de la tâche d'écriture, nous avons besoin de connaître la position en trois dimensions de la pointe du stylo mais aussi l'inclinaison du stylo. Par contre, nous de voulons pas forcer cette inclinaison (donc la prise en main du stylo), car il pourrait en résulter un inconfort d'utilisation.

2.5.3 Caractéristiques techniques

Concernant les caractéristiques techniques des dispositifs, Hayward et Astley [Hayward and Astley, 1996] ont listé un certain nombre de mesures relatant la performance des dispositifs. Parmi celles-ci, on retrouve le nombre de degrés de liberté, la jonction (ou interface) entre l'humain et la machine (tel que l'outil), l'amplitude de mouvement du dispositif, les pics de forces, l'inertie et l'amortissement du dispositif, la réactivité du dispositif (*peak acceleration*), la puissance du dispositif, la résolution des capteurs, la précision de l'interface, sa stabilité, les facteurs environnementaux (tel que le bruit, le poids du dispositif, l'encombrement) mais aussi des facteurs structurels. L'ensemble de ces mesures est détaillé de manière très précise dans leur article [Hayward and Astley, 1996], et nous ne nous attacherons pas à détailler chacune de ces mesures. Néanmoins, nous ne pouvons ignorer cet ensemble de contraintes techniques au sein des dispositifs haptiques.

2.6 Rendu haptique « *Haptic rendering* »

Au niveau de la boucle sensorimotrice machine, l'algorithme de calcul des informations à destination du dispositif, en fonction des actions de l'utilisateur et de l'environnement, est appelé « Rendu haptique ». Dans le cas d'interfaces haptiques passives (exemple des objets tangibles, ou *props*), le rendu haptique est implicite à l'objet. Dans les autres cas, le couplage entre les informations perçues par la machine et les informations à envoyer au dispositif doit obéir aux contraintes listées dans le paragraphe précédent (*cf.* § 2.5). Différentes méthodes de rendu haptique existent et sont utilisées. Les premières, appelées méthodes par pénalité, ont été introduites par Massie et Salisbury en 1994 [Massie and Salisbury, 1994]. Elles calculent une intensité et une direction de force en fonction de l'inter pénétrabilité des objets virtuels (*cf.* figure 2.22). Par exemple, lorsqu'une sphère virtuelle (représentant l'extrémité du dispositif haptique) pénètre dans un plan virtuel, la direction de la force appliquée à la sphère sera égale à la normale au plan, tandis que l'intensité sera inversement proportionnelle à la distance entre le centre de la sphère et le plan. Malgré la complexité du monde réel, ces méthodes par pénalité fonctionnent

relativement bien pour des objets simples et sont largement utilisées. Cependant, dès que la scène virtuelle est complexe, que la fréquence d'échantillonnage des positions du dispositif augmente, ou que des interactions à plus de trois degrés de libertés sont en jeu ; ces méthodes montrent leurs limites. En 1995, Zilles et Salisburry [Zilles and Salisbury, 1995] proposent une autre classe de rendu haptique : les méthodes pas contraintes. Ils introduisent le concept de « god-object » : un point virtuel contraint sur une surface. Cette méthode consiste à calculer à tout moment, la distance minimale entre le point à la surface de l'objet virtuel parcouru (*le proxy*) et le point manipulé par l'utilisateur. De la différence de ces deux points, résulte une direction et une intensité de force à renvoyer au dispositif. Cette méthode offre de nombreux avantages (contrainte de pénétration de l'objet virtuel toujours respectée puisque le proxy est toujours affiché à la surface de l'objet virtuel, meilleure stabilité des forces renvoyées).

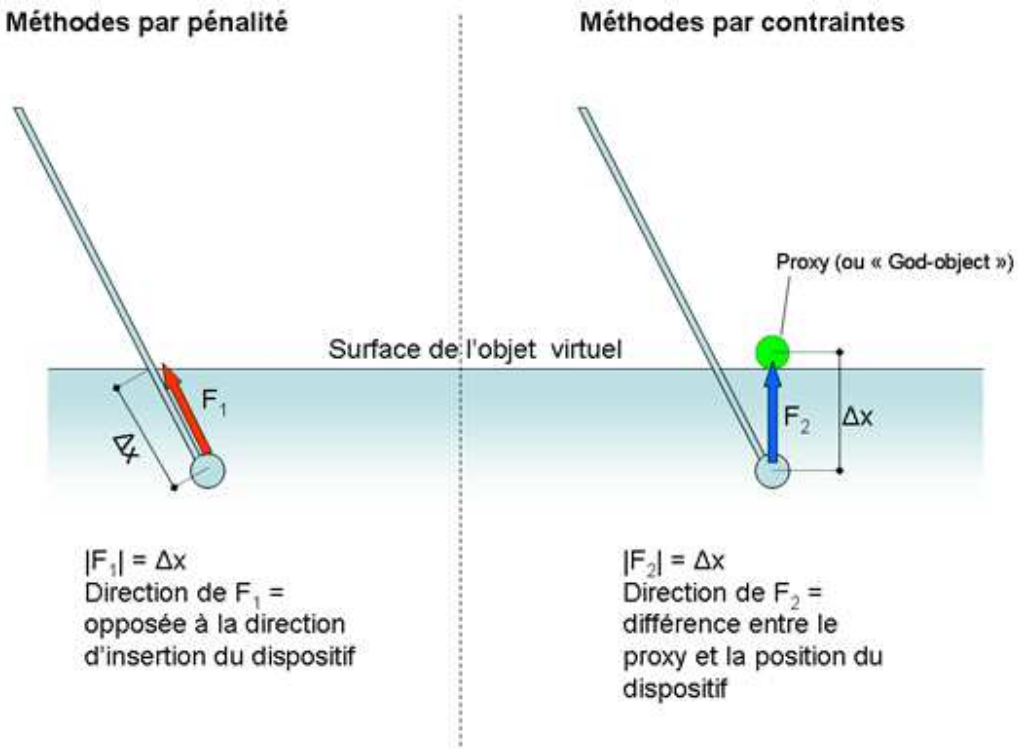


FIGURE 2.22 – Principales méthodes de rendu haptique

Ces deux méthodes de rendu haptique comportent des différences significatives dans le calcul des forces renvoyer à l'utilisateur et la perception de ces dernières en sera aussi modifiée. Peu de méthodes formelles existent pour véritablement comparer le ressenti de ces deux méthodes. Notons néanmoins que les rendus complexes (frictions, textures d'objets virtuels ou contacts multiples) auront des restitutions haptiques différentes, qu'il est difficile d'évaluer objectivement. De même, au sein de chacune de ces méthodes, plusieurs types informations (*cf. 3.3*) peuvent servir de support au calcul des forces. Leur influence objective reste relativement floue dans la littérature. Dans ce paragraphe, nous avons uniquement discuté d'un rendu haptique de forces (interfaces haptiques contrôlées en impédance). Il est à noter que des méthodes similaires peuvent être calculées pour des dispositifs permettant de renvoyer des positions (interfaces haptiques contrôlées en admittance) (*cf.* 2.4.4).

2.7 Résumé

Les dispositifs haptiques permettent de restituer des sensations propres au système tactile et proprioceptif. L'idée de fournir à la personne une restitution des sensations perçues lors d'une manipulation n'est pas récente (*cf.* § 2.1.1). Notre étude de l'état de l'art des dispositifs haptiques et les apparitions récentes de nouveaux appareils nous a conduit à proposer une nouvelle taxonomie (*cf.* § 2.1.2). La présentation de certains exemples de dispositifs appartenant à chacune des catégories de cette taxonomie nous a permis de prendre conscience de la diversité mais aussi des spécificités de ces appareils. La présentation des problématiques et des spécificités de ces dispositifs (*cf.* § 2.5) nous sensibilise à l'importance de leur adéquation vis-à-vis d'une tâche à réaliser mais aussi aux efforts techniques nécessaires lors de la mise en œuvre de certain de ces appareils. Enfin, la présentation des mécanismes du rendu haptique (*cf.* § 2.6) nous a permis de prendre conscience du couplage existant entre les données issus des capteurs et le retour d'informations. Ce couplage nécessite souvent le calcul de commandes, passant par des représentations simplifiés (ou modèles) du monde réel.

2.8 Références bibliographiques

[Adelstein and Rosen, 1992] B. D. Adelstein and M. J. Rosen. A two-degree-of-freedom loading manipulandum for the study of human arm dynamics. *In ASME Winter Annual Meeting 1992*, Vol. :pp. 111–112, 1992. Boston, Massachusetts.

[Akamatsu and Sato, 1994] M. Akamatsu and S. Sato. A multi-modal mouse with tactile and force feedback. *International Journal of Human-Computer Studies*, 40(3) :443 – 453, 1994.

[Bach-y Rita *et al.*, 1998] P. Bach-y Rita, K.A. Kaczmarek, M.E. Tyler, and J. Garcia-Lara. Form perception with a 49-point electrotactile stimulus array on the tongue : a technical note. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 35(4) :427–30, 1998.

[Badescu *et al.*, 2002] M. Badescu, C. Mavroidis, and C. Wampler. Rotary haptic knob for vehicular instrument controls. *Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems, International Symposium on*, 0 :342, 2002.

[Barbagli *et al.*, 2006] F. Barbagli, A. Formaglio, M. Franzini, A. Giannitrapani, and D. Prattichizzo. An experimental study of the limitations of mobile haptic interfaces. In *Experimental Robotics IX*, volume 21 of *Springer Tracts in Advanced Robotics*, pages 533–542. Springer Berlin / Heidelberg, 2006.

[Berkelman *et al.*, 1995] P.J. Berkelman, R.L. Hollis, and S.E. Salcudean. Interacting with virtual environments using a magnetic levitation haptic interface. In *Proceedings of IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems 95. 'Human Robot Interaction and Cooperative Robots',*, volume 1, pages 117–122 vol.1, Aug 1995.

[Bowman *et al.*, 2008] D. A. Bowman, S. Coquillart, B. Froehlich, M. Hirose, Y. Kitamura, K. Kiyokawa, and W. Stuerzlinger. 3D user interfaces : new directions and perspectives. *IEEE Computer Graphics and Applications*, 28(6) :20–36, 2008.

[Brooks *et al.*, 1990] F. P. Brooks, Jr., M. M. Ouh-Young, J. J. Batter, and P. J. Kilpatrick. Project gropehaptic displays for scientific visualization. In *SIGGRAPH '90 : Proceedings of the 17th annual conference on Computer graphics and interactive techniques*, pages 177–185, New York, NY, USA, 1990. ACM.

[Brooks, 1986] Frederick P. Brooks, Jr. Walkthrough—a dynamic graphics system for simulating virtual buildings. In *SI3D '86 : Proceedings of the 1986 workshop on Interactive 3D graphics*, pages 9–21, New York, NY, USA, 1986. ACM.

[Brooks, 1990] T.L. Brooks. Telerobotic response requirements. In *IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics*, pages 113–120, Nov 1990.

[Burdea *et al.*, 1992] G. Burdea, J. Zhuang, E. Roskos, D. Silver, and N. Langrana. A portable dextrous master with force feedback. *Presence : Teleoperators and Virtual Environments*, 1(1) :18–28, 1992.

[Cadoz *et al.*, 1990] C. Cadoz, L. Lisowski, and J. L. Florens. A modular feedback keyboard design. *Journal of Computer Music*, 14(2) :47–51, Summer 1990.

[Cadoz *et al.*, 1992] C. Cadoz, L. Lisowski, and J.-L. Florens. Modular retroactive keyboard and a flat modular actuator. patent 5107262, April 1992.

[Craig *et al.*, 2001] Ian Summers Craig, Craig M Chanter, Anna L Southall, and Alan C Brady. Results from a tactile array on the fingertip. In *in Eurohaptics 2001*, pages 26–28, 2001.

[Cugini *et al.*, 2009] U. Cugini, Bordegoni M., M. Covarrubias, and M. Antolini. Geodesic haptic device for surface rendering. *Proceedings of Virtual Environments 2009, Joint Virtual Reality Conference of EGVE - ICAT - EuroVR EG Symposium*, pages pages 21–28., 2009.

[CyberGlove, 2009] CyberGlove. *Cybergrasp : Groundbreaking haptic interface for the entire hand*. Virtual Technologies, Company brochures, Electronic version : www.cyberglovesystems.com, 12 2009.

[Dionisio, 1997] J. Dionisio. Virtual hell : a trip through the flames. *Computer Graphics and Applications, IEEE*, 17(3) :11–14, May/Jun 1997.

[Ellis *et al.*, 1996] R. E. Ellis, O. M. Ismaeil, and M. G. Lipsett. Design and evaluation of a high-performance haptic interface. *Robotica*, 14 :321–327, 1996.

[Engel *et al.*, 1994] F. L. Engel, P. Goossens, and R. Haakma. Improved efficiency through i- and e-feedback : a trackball with contextual force feedback. *International Journal of Human-Computer Studies*, 41(6) :949–974, 1994.

[Fuchs *et al.*, 2006] P. Fuchs, B. Arnaldi, and Guitton P. *Le Traité de la réalité virtuelle*, volume Les applications de la réalité virtuelle, Volume 4, chapter Introduction à la réalité virtuelle, Chapitre 1, pages 3–30. Paris : Les Presses de l'ecole des Mines de Paris, 2006.

[Goertz and Uecker, 1954] R. C. Goertz and D. F. Uecker. Electrical manipulator. patent 2679940, June 1954.

[Goertz *et al.*, 1958] R. C. Goertz, W. M. Thompson, and R. A. Olsen. Electronic master slave manipulator. patent 2846084, August 1958.

[Goldish and Taylor, 1974] L. H. Goldish and H. E. Taylor. The optacon : A valuable device for blind persons. *New Outlook for the Blind*, 68, 2 :49–56, Feb 1974.

[Hatwell *et al.*, 2000] Y. Hatwell, A. Streri, and E. Gentaz. *Toucher pour connaître. Psychologie cognitive de la perception tactile manuelle*. PUF, Paris, 2000.

[Hayward and Astley, 1996] V. Hayward and O. R. Astley. Performance measures for haptic interfaces. In *Robotics Research : The 7th International Symposium*, pages 195–207. Springer Verlag, 1996.

[Hayward *et al.*, 2004] V. Hayward, O.R. Astley, M. Cruz-Hernandez, D. Grant, and G. Robles-De-La-Torre. Haptic interfaces and devices. *Sensor Review*, 24 :16–29(14), 6 February 2004.

[Hayward, 2008] V. Hayward. Haptic shape cues, invariants, priors and interface design. In *Human Haptic Perception : Basics and Applications*, pages 381–392. Birkhäuser Basel, 2008.

[Hinckley *et al.*, 1994] K. Hinckley, R. Pausch, J.n C. Goble, and N. F. Kassell. Passive real-world interface props for neurosurgical visualization. In *CHI '94 : Proceedings of the SIGCHI conference on Human factors in computing systems*, pages 452–458, New York, NY, USA, 1994. ACM.

[Ino *et al.*, 1993] S. Ino, S. Shimizu, T. Odagawa, M. Sato, M. Takahashi, T. Izumi, and T. Ifukube. A tactile display for presenting quality of materials by changing the temperature of skin surface. In *Proceedings of 2nd IEEE International Workshop on Robot and Human Communication.*, pages 220–224, Nov 1993.

[Ishii *et al.*, 2009] M. Ishii, Z. Tang, S. Hasegawa, and M. Sato. Flat pointers for pick and place in virtual environments using spidar. In *Proceedings of Virtual Environments 2009, Joint Virtual Reality Conference of EGVE-ICAT - EuroVR EG Symposium*, 2009.

[Iwamoto *et al.*, 2008] T. Iwamoto, M. Tatezono, and H. Shinoda. Non-contact method for producing tactile sensation using airborne ultrasound. In *Haptics : Perception, Devices and Scenarios*, volume 5024 of *Lecture Notes in Computer Science*, pages 504–513. Springer Berlin / Heidelberg, 2008.

[Iwata *et al.*, 2001] H. Iwata, H. Yano, F. Nakaizumi, and R. Kawamura. Project feelex : Adding haptic surface to graphics. In *Proceedings of ACM SIGGRAPH*, pages 469–476, August 2001.

[Iwata, 1990] H. Iwata. Artificial reality with force-feedback : development of desktop virtual space with compact master manipulator. In *SIGGRAPH*, pages 165–170, 1990.

[Iwata, 2008] H. Iwata. History of haptic interface. In *Human Haptic Perception : Basics and Applications*, pages 355–361. Birkhäuser Basel, 2008.

[Klatzky *et al.*, 1987] R. L. Klatzky, S. Lederman, and C. Reed. There's more to touch than meets the eye : The salience of object attributes for haptics with and without vision. *Journal of Experimental Psychology : General*, 116(4) :356 – 369, 1987.

[Laycock and Day, 2003] S.D. Laycock and A.M. Day. Recent developments and applications of haptic devices. *Computer Graphics Forum*, 22 :117–132(16), June 2003.

[Lecuyer *et al.*, 2000] A. Lecuyer, S. Coquillart, A. Kheddar, P. Richard, and P. Coiffet. Pseudo-haptic feedback : Can isometric input devices simulate force feedback ? *Virtual Reality Conference, IEEE*, page 83, 2000.

[Lécuyer *et al.*, 2004] A. Lécuyer, J.-M. Burkhardt, and L. Etienne. Feeling bumps and holes without a haptic interface : the perception of pseudo-haptic textures. In *CHI '04 : Proceedings of the SIGCHI conference on Human factors in computing systems*, pages 239–246, New York, NY, USA, 2004. ACM.

[Lee *et al.*, 2004] J. C. Lee, P. H. Dietz, D. Leigh, W. S. Yerazunis, and S. E. Hudson. Haptic pen : Tactile feedback stylus for touch screens. *Proceedings of the 17th annual ACM symposium on User interface software and technology*, pages 291–294, 2004.

[Logitech, 2009] Logitech. Volant à retour d'effort driving force wireless (tm). Web : www.logitech.com, 2009.

[Lécuyer and Burkhardt, 2005] A. Lécuyer and J.M. Burkhardt. Influence of color/display ratio on the perception of mass of manipulated objects in virtual environments. In *VR '05 : Proceedings of the 2005 IEEE Conference 2005 on Virtual Reality*, pages 19–25, 318, Washington, DC, USA, 2005. IEEE Computer Society.

[Lécuyer, 2009] A. Lécuyer. Simulating haptic feedback using vision : A survey of research and applications of pseudo-haptic feedback. *Presence : Teleoperators & Virtual Environments*, 18(1) :39–53, 2009.

[Maeda *et al.*, 2005] T. Maeda, H. Ando, and M. Sugimoto. Virtual acceleration with galvanic vestibular stimulation in a virtual reality environment. In *Virtual Reality, 2005. Proceedings. VR 2005. IEEE*, pages 289–290, March 2005.

[Massie and Salisbury, 1994] T. H. Massie and K. J. Salisbury. Phantom haptic interface : a device for probing virtual objects. *American Society of Mechanical Engineers, Dynamic Systems and Control Division*, 55-1 :295–299, 1994.

[Minsky *et al.*, 1990] M. Minsky, O.-y. Ming, O. Steele, Jr. Brooks, P. Frederick, and Max Behensky. Feeling and seeing : issues in force display. In *SI3D '90 : Proceedings of the 1990 symposium on Interactive 3D graphics*, pages 235–241, New York, NY, USA, 1990. ACM.

[Nakai *et al.*, 1998] A. Nakai, T. Ohashi, and H. Hashimoto. 7 dof arm type haptic interface for teleoperation and virtual reality systems. In *Proceedings of IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems.*, volume 2, pages 1266–1271 vol.2, Oct 1998.

[Ortega and Coquillart, 2006] M. Ortega and S. Coquillart. Prop-based haptic interaction with co-location and immersion : an automotive application. In *HAVE 2005 - IEEE International Workshop on Haptic Audio Visual Environments and their Applications*, 2006.

[Ortega, 2007] M. Ortega. *Solutions Visuo-Haptiques pour le Prototypage Virtuel, Application au Secteur Automobile*. PhD thesis, Université Claude Bernard Lyon I, 2007.

[Paljic *et al.*, 2004] A. Paljic, J. M. Burkhardt, and S. Coquillart. Evaluation of pseudo-haptic feedback for simulating torque : A comparison between isometric and elastic input devices. *Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems, International Symposium on*, pages 216–223, 2004.

[Pusch *et al.*, 2009] A. Pusch, O. Martin, and S. Coquillart. Hemp–hand-displacement-based pseudo-haptics : A study of a force field application and a behavioural analysis. *International Journal of Human-Computer Studies*, 67(3) :256 – 268, 2009. Current trends in 3D user interface research.

[Ramstein and Hayward, 1994] C. Ramstein and V. Hayward. The pantograph : a large workspace haptic device for multimodal human computer interaction. In *CHI '94 : Conference companion on Human factors in computing systems*, pages 57–58, New York, NY, USA, 1994. ACM.

[Robles-De-La-Torre and Hayward, 2001] G. Robles-De-La-Torre and V. Hayward. Force can overcome object geometry in the perception of shape through active touch. *Nature*, 412(6845) :445–8, 2001.

[Salisbury *et al.*, 1995] K. Salisbury, D. Brock, T. Massie, N. Swarup, and C. Zilles. Haptic rendering : programming touch interaction with virtual objects. *Proceedings of the 1995 symposium on Interactive 3D graphics*, pages 123–130, 1995.

[Sampaio *et al.*, 2001] E. Sampaio, S. Maris, and P. Bach y Rita. Brain plasticity : [']visual' acuity of blind persons via the tongue. *Brain Research*, 908(2) :204 – 207, 2001.

[Sato *et al.*, 1992] M. Sato, Y. Hirata, and H. Kawarada. Space interface device for artificial reality - spidar. *Systems and Computers in Japan*, 23(12) :44–54, 1992.

[SensAble Technologies, 1993] Inc. SensAble Technologies. Web : http ://www.sensable.com, 1993.

[Sherrick, 1985] C. E. Sherrick. Touch as a communicative sense : introduction. *Journal of the Acoustical Society of America*, 77(1) :218–9, 1985.

[Shimojo *et al.*, 1997] M. Shimojo, M. Shinohara, and Y. Fukui. Human shape recognition performance for 3d tactile display. In *Systems, Man, and Cybernetics, 1997. 'Computational Cybernetics and Simulation'., 1997 IEEE International Conference on*, volume 4, pages 3192–3197 vol.4, Oct 1997.

[Srinivasan and Basdogan, 1997] M. A. Srinivasan and C. Basdogan. Haptics in virtual environments : Taxonomy, research status, and challenges. *Computers & Graphics*, 21(4) :393 – 404, 1997. Haptic Displays in Virtual Environments and Computer Graphics in Korea.

[Suzuki and Kobayashi, 2005] Y. Suzuki and M. Kobayashi. Air jet driven force feedback in virtual reality. *IEEE Computer Graphics and Applications*, 25(1) :44–47, Jan.-Feb. 2005.

[Swanson and Book, 2003] D. K. Swanson and W. J. Book. Path-following control for dissipative passive haptic displays. In *Proceedings of 11th Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems, 2003. HAPTICS 2003.*, pages 101–108, March 2003.

[Van der Linde *et al.*, 2002] P. Van der Linde, P. Lammertse, E. Frederiksen, and B. Ruiter. The hapticmaster, a new high-performance haptic interface. In *Proceedings of Eurohaptics 2002*, Edinburgh, UK, 2002.

[Zilles and Salisbury, 1995] C. B. Zilles and J. K. Salisbury. A constraint-based god-object method for haptic display. In *IROS '95 : Proceedings of the International Conference on Intelligent Robots and Systems-Volume 3*, page 3146, Washington, DC, USA, 1995. IEEE Computer Society.

Chapitre 3

Guidage haptique

Sommaire

3.1 Stratégies de guidage **56**
3.1.1 Guidage par contrôle partagé 56
3.1.2 Guidage par correction 57
3.1.3 Guidage par démonstration 57
3.2 Contrôle des dispositifs haptiques **57**
3.3 Type d'informations renvoyées à l'utilisateur **59**
3.3.1 Informations « pauvres », de type Alertes 59
3.3.2 Informations basées sur la position 59
3.3.3 Informations basées sur la force 60
3.4 Résumé **61**
3.5 Références bibliographiques **61**

Nous avons montré au fil des chapitres précédents qu'il était possible de simuler des caractéristiques kinesthésiques, tactiles et thermiques grâce à des dispositifs haptiques. Rosenberg [Rosenberg, 1993] a montré que le simple fait d'ajouter ces informations, désigné par le terme « *Virtual Fixtures* », améliore la performance de l'utilisateur. Ce type d'informations a été étendu avec le concept de « *Virtual Teacher* » par Gillespie [Gillespie *et al.*, 1998]. Ce concept ne se contente pas simplement de mimer les caractéristiques du monde physique, mais permet d'ajouter une information afin de « guider » l'utilisateur. On peut ainsi influencer le mouvement de l'utilisateur via le dispositif haptique par l'ajout d'*indices haptiques*, et ainsi influer sur sa performance. Les applications utilisant le guidage haptiques sont nombreuses et diverses : simulateurs de calligraphie, simulateurs d'actes médicaux, réhabilitation médicale, *etc.* Les objectifs d'utilisation sont nombreux : contraindre un geste dans l'espace dans le but de l'internaliser, produire des forces mobilisant de façon correcte les membres des participants (réhabilitation ou apprentissage), s'opposer au mouvement (au lieu de l'assister) afin de mieux entraîner la commande motrice. Nous ne discuterons pas la pertinence du choix des objectifs car il est généralement très dépendant de l'application envisagée. Le guidage haptique est une extension de l'idée originale du guidage, issue de la littérature de l'apprentissage moteur [Schmidt and Lee, 1987]. Il faut noter que ce concept de « *virtual teacher* » est utilisé uniquement durant une phase d'entraînement. La mesure de la performance s'effectue donc entre le rapport de performance avant, et après l'entraînement. Cependant, comme le souligne justement Gillespie, plusieurs stratégies de guidage existent. Nous allons dans un premier temps décrire ces différentes stratégies. Nous verrons comment ces stratégies peuvent être mises en place grâce au contrôle du dispositif haptique. Nous verrons enfin qu'au sein de ces paradigmes de guidage, le type d'informations envoyées à l'utilisateur peut varier fortement.

3.1 Stratégies de guidage

Gillespie liste trois grands types de paradigmes de guidage (*cf.* figure 3.1.). Le guidage par contact indirect, où l'objet virtuel est tenu par l'utilisateur (élève) et le système (maître), repose sur un principe de démonstration. Ce paradigme de guidage est qualifié de guidage par contrôle partagé. Le second guidage, caractérisé par un contact double, implique le mouvement acteur de la part de l'élève, le maître se contentant de corriger les erreurs de l'élève. Ce mode de guidage est désigné par guidage par correction. Enfin, le dernier paradigme (contact simple direct) repose sur un contrôle partagé entre l'élève et le maître. L'élève percevra les actions du maître, en même temps qu'il pourra les modifier. Ce dernier paradigme est appelé guidage par démonstration.

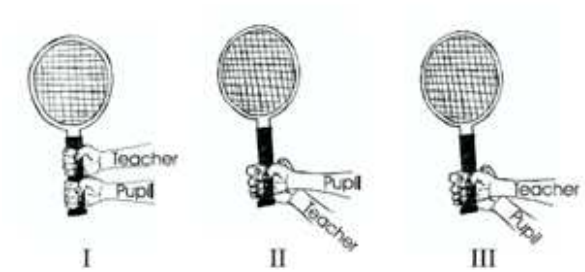


FIGURE 3.1 – Principaux paradigmes de guidage haptique. I. Guidage partagé entre l'élève et le maître. II. Guidage par correction. III. Guidage par démonstration. D'après Gillespie (1998).

3.1.1 Guidage par contrôle partagé

Le guidage par contrôle partagé permet au couple élève/maître d'intervenir sur le geste à obtenir. On peut noter que la dynamique, les forces et le contrôle du dispositif par le maître se font en un point d'application différent de celui de l'élève. Il y aura donc un travail de re-calibration à la fois de la part du maître et de l'élève pour atteindre un geste correct. Cette expérience partagée donne lieu à de nombreux problèmes. Dans le cas de l'utilisation d'un dispositif haptique, celui-ci doit être capable à tout moment de déterminer les actions de l'utilisateur. Dans le cas d'un dispositif à impédance, il s'agit de calculer la force appliquée par l'utilisateur, et de compléter celle-ci pour atteindre l'objectif. Or, les seules informations disponibles pour ce type de dispositif sont une suite de positions. La force doit donc être dérivée de ces positions à partir d'un modèle de force de l'utilisateur. Celui-ci peut varier en fonction de l'utilisateur, et à chaque essai, reflétant la complexité d'un contrôle partagé correct. Du point de vue de l'utilisateur, l'apport de la part du dispositif est difficile à déterminer clairement. Steele et Gillespie ont implémenté un contrôle partagé pour une tâche de suivi de trajectoire dans un simulateur de conduite [Steele and Gillespie, 2001]. Ils ont observé une réduction de la demande visuelle et une amélioration de la performance de suivi de trajectoire. Yoneda et al ont utilisé ce type de paradigme pour supprimer le balancement d'une grue contrôlée par un dispositif à retour d'effort [Yoneda *et al.*, 1999]. De même, on retrouve l'utilisation de ce type de paradigme dans les domaines de la chirurgie mini invasive et de l'entraînement au geste chirurgical [Basdogan *et al.*, 2004]. O'Malley utilise aussi ce paradigme de guidage, et en conclut que ce dernier est très positif dans l'amélioration de la performance en cours de réalisation tout en estimant que ce paradigme est « non viable » pour un apprentissage car sa nature active simplifie grandement les mécanismes d'intégration de l'erreur par l'opérateur [O'Malley *et al.*, 2006].

3.1.2 Guidage par correction

Le guidage par correction se base sur un mouvement actif de la part de l'élève. Ce dernier fait un certain nombre d'erreurs, qui sont alors corrigées par le maître. Le comportement du système est donc largement contrôlé par l'élève, ce qui implique une compréhension plus grande du système. Ce type de paradigme de guidage a été largement utilisé dans la littérature car il découle du domaine robotique. On retrouve dans cette catégorie des applications qui contraignent un mouvement sur un axe par application d'une force orthogonale au déplacement (simulation d'un rail virtuel), où la présence de forces de la part du dispositif est synonyme d'une potentielle erreur. Il a notamment été utilisé auprès d'enfants et a montré son efficacité dans l'apprentissage de l'écriture de lettres. Palluel-Germain *et al.* [Palluel-Germain *et al.*, 2007] ont montré que ce type de guidage correctif a permis d'améliorer la fluidité de l'écriture chez des enfants âgés de cinq ans. Le contrôle proposé se basait sur la mise en place de « barrières haptiques », ou rail autour de la trajectoire à atteindre.

3.1.3 Guidage par démonstration

La démonstration de la part du maître repose sur l'hypothèse que l'élève sera capable de reproduire le mouvement montré. Il suppose donc une internalisation du mouvement de la part de l'élève. Ce type de guidage a été largement utilisé dans la littérature haptique. Ce sont notamment les études implémentant la méthode de « *record-and-replay* » [Yokokohji *et al.*, 1996a; Henmi and Yoshikawa, 1998; Yoshikawa *et al.*, 1995; Feygin *et al.*, 2002]. Cette méthode a montré des résultats épars mais quelques résultats très positifs. Ainsi, Feygin a étudié la reproduction d'une trajectoire complexe en trois dimensions, démontrée visuellement (V), haptiquement (H) ou visuellement et haptiquement (V+H). Il montre que la démonstration haptique à un effet sur l'apprentissage de la trajectoire, notamment sur les aspects cinématiques (et très peu d'influence sur les aspects de forme de la trajectoire où la démonstration visuelle (V) est la meilleure). Ces résultats peuvent être discutés du point de vue de la difficulté que l'élève rencontre pour isoler la composante dynamique propre au système de celle propre au maître.

3.2 Contrôle des dispositifs haptiques

Pour chacun des paradigmes de guidage listés précédemment, une information est envoyée à l'utilisateur. La manière dont celle-ci est fournie à l'utilisateur peut influencer la qualité du guidage. Prenons l'exemple de la régulation de la température d'une pièce. On désire atteindre la température de 20°C alors que la pièce est à 17°C. Il faut donc appliquer une augmentation de la température (gain) pour atteindre la température cible (consigne). La résolution de ce type de problème est appelé *contrôle* dans le domaine de l'automatisme. La manière la plus simple de guider l'utilisateur est d'indiquer que la température est trop basse via un bip par exemple. C'est un *contrôle binaire*, pouvant être utilisé par des dispositifs haptiques à base de vibreurs par exemple. D'autres contrôleurs, plus complexes existent pour résoudre ce problème : les contrôleurs en boucle fermée. Dans cette catégorie, nous trouvons les *contrôleurs proportionnels* (P), les plus simples, qui fournissent une réponse proportionnelle à l'erreur ; les *contrôleurs proportionnels dérivatifs* (PD) ; et les *contrôleurs proportionnels intégratifs dérivatifs* (PID). Leurs principes de fonctionnement sont schématisés dans la figure 3.2 ci-dessous.

Le contrôleur PID permet trois actions en fonction de cette erreur :

- une action Proportionnelle : l'erreur est multipliée par un gain G
- une action Intégrale : l'erreur est intégrée sur un intervalle de temps s, puis multipliée par un gain Ti
- une action Dérivative : l'erreur est dérivée suivant un temps s, puis multipliée par un gain Td

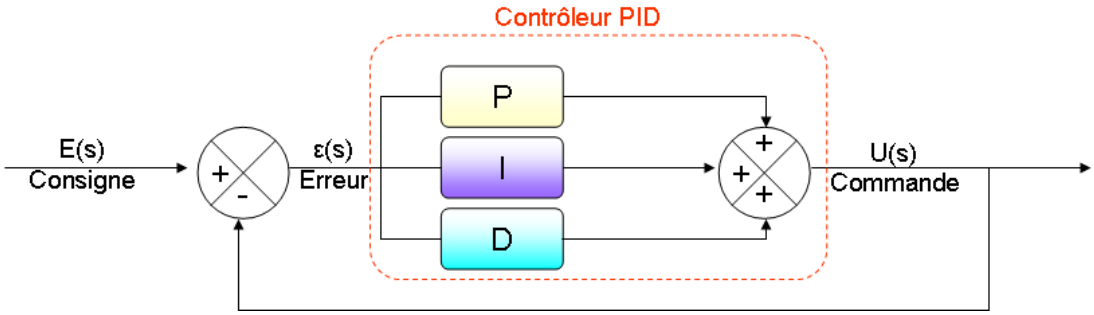


FIGURE 3.2 – Diagramme de bloc d'un contrôleur proportionnel (P), proportionnel dérivatif (PD) et proportionnel intégratif et dérivatif (PID).

La réponse d'un tel contrôleur est donnée par l'équation suivante :
$u = K_p e + K_i \int e dt + K_d \frac{de}{dt}$
Avec u la réponse du contrôleur, e le signal d'erreur, Kp le gain proportionnel, Kd le gain dérivatif et Ki le gain intégratif. Dans le cas d'un contrôleur P, seule l'action proportionnelle est active. Similairement, pour un contrôleur PD, seules les réponses proportionnelles et dérivatives sont actives. Bien que ces systèmes soient proches, leurs réponses varient grandement. La figure 3.3 schématise les différentes réponses en fonction du type de contrôleur. Nous pouvons observer différents artéfacts dans les réponses de ces contrôleurs. Les artéfacts les plus importants étant le dépassement de la consigne (*overshooting*) et la présence d'oscillations. Ces artefacts seront donc possiblement présents lors d'un guidage haptique à base de ces contrôleurs en boucle fermée.

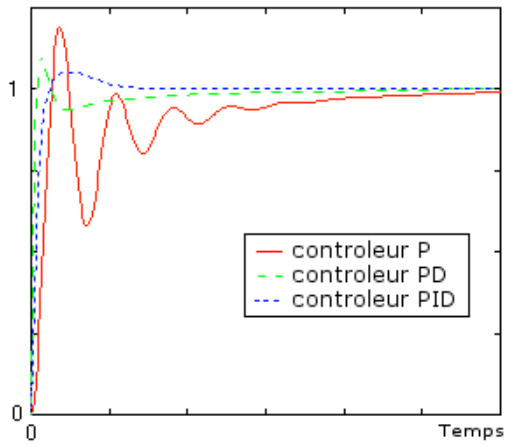


FIGURE 3.3 – Représentation schématique de l'influence du type de contrôleur sur la commande.

L'estimation des différents gains est un problème crucial dans la stabilité et l'optimalisée de la réponse du contrôleur. Ceux-ci sont souvent estimés de manière empirique car ils peuvent varier au cours du guidage. Certains auteurs ont étudié l'effet d'une variation de ces paramètres dans la qualité d'apprentissage haptique et ont montré qu'une variation de ces gains lors d'une tâche de suivi de trajectoire est bénéfique pour l'apprentissage [Mussa-Ivaldi and Patton, 2000; Bayart *et al.*, 2005]. Cette variation des gains peut être indexée sur la performance en temps réel de l'utilisateur ou peut tendre vers une action nulle du contrôleur.

3.3 Type d'informations renvoyées à l'utilisateur

Nous avons signalé, dans les paragraphes précédents, qu'un certain nombre de paradigmes de guidage pouvaient se coupler à une multitude de contrôles. Cependant, pour chacun de ces paradigmes, plusieurs types d'informations peuvent être envoyées à l'utilisateur en fonction de la nature de l'erreur [Robles-De-La-Torre, 2008]. Nous allons voir dans ce paragraphe les trois types d'informations les plus courantes qui peuvent êtres renvoyés par les dispositifs haptiques.

3.3.1 Informations « pauvres », de type Alertes

Le premier type d'informations haptiques que peut renvoyer un dispositif haptique est bref, concis et facile à traiter d'un point de vue cognitif. Nous l'intitulons « pauvre » car il s'agit souvent d'une information binaire (présence ou absence, d'ailleurs issue d'un *contrôleur binaire*). C'est le cas du vibreur des téléphones portables. Ce type d'information n'est pas pour autant dénué de sens et d'intérêt car son intégration cognitive est très rapide. Il s'agit généralement d'informations tactiles (vibration, chaleur, contact), qui sont perçues à hautes fréquences (*cf.* § 1.1.1). Elles sont basées sur la perception d'une erreur et peuvent parfois servir de guidage [Lindeman *et al.*, 2004].

3.3.2 Informations basées sur la position

Les informations basées sur la position sont l'application directe de la robotique et de l'automatisme. C'est en effet la plus simple et la principale source d'information des dispositifs haptiques à impédance. Dans le cas d'un dispositif à admittance, la position doit être calculée avant de pouvoir être utilisée. Pour un contrôle basé sur la position, c'est la différence entre la position théorique et la position courante qui donne l'information au contrôleur (*cf.* figure 3.4). La correction appliquée sera une force proportionnelle à l'erreur de distance. Cette correction peut être vue simplement comme l'existence d'un ressort virtuel entre la position à atteindre et la position courante. Dans l'exemple de la figure, le contrôleur est proportionnel et son gain sera égal à la constante de raideur du ressort. Le contrôleur aurait pu être proportionnel dérivatif s'il prenait en compte la vitesse. Il aurait été de type proportionnel intégratif dérivatif en prenant en compte la vitesse et la somme des corrections précédentes. Les guidages utilisant les informations de position ne doivent pas être assimilé aux dispositifs contrôlés en impédance mais portent sur les informations utilisées en entrée de la procédure de calcul d'un rendu de forces (dispositifs en impédance) ou de positions (dispositifs contrôlés en impédance).

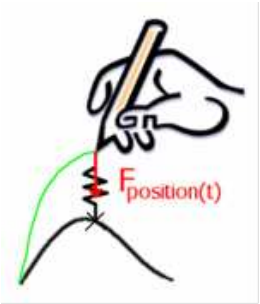


FIGURE 3.4 – Exemple schématique du fonctionnement d'un contrôle basé sur la position. A chaque instant, l'erreur entre la trajectoire idéale et la trajectoire courante est calculée. Une force proportionnelle à cette erreur, en direction du point idéal, est ensuite renvoyée à l'utilisateur pour le guider sur la trajectoire idéale.

3.3.3 Informations basées sur la force

La seconde information disponible de la part des dispositifs haptique dans le cadre d'un geste manuel est la force requise à appliquer (*cf.* figure 3.5). La suite de forces à fournir pour obtenir un mouvement est appelée profil de force. C'est la succession des forces nécessaires pour produire le geste désiré selon un axe tridimensionnel donné. Elle peut être mesurée à l'aide de capteurs de forces, ou déduite d'un modèle de production d'écriture. Ce profil de force théorique permettra, par comparaison au profil de force expérimental déduit (ou mesuré) lors de la réalisation d'un mouvement, de calculer une force proportionnelle à la différence de ces deux profils de forces. [Srimathveeravalli *et al.*, 2006] démontrent expérimentalement qu'une information de force - ou suite de profils de forces - (appelée « Haptic attributes ») est unique pour une forme et pour un scripteur et peut être utilisée comme source d'information au calcul d'un guidage haptique. D'autres recherches ont utilisé cette information comme source d'information au contrôle de leur système. Yokokohji *et al.* se sont intéressés au transfert de compétences enregistrées par un expert. Ils ont affiché les forces de l'expert afin que l'élève puisse identifier et reproduire celles-ci [Yokokohji *et al.*, 1996]. Henmi *et al.* ont développé un système pour l'apprentissage de la calligraphie japonaise en utilisant la force appliquée lors de tracé comme information de contrôle [Henmi and Yoshikawa, 1998]. Huang *et al.* [Huang *et al.*, 2004] et Mussa-Ivaldi [Mussa-Ivaldi and Patton, 2000] ont aussi analysé le rôle de l'envoi d'informations basées sur la force et ont proposé une méthodologie d'entraînement basé sur ces informations.

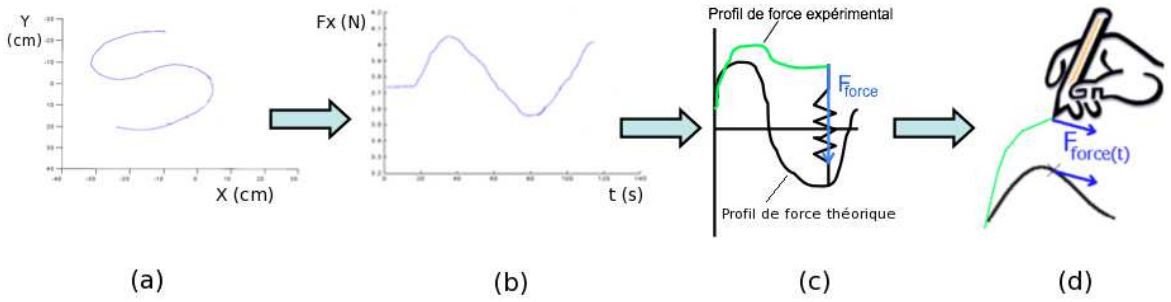


FIGURE 3.5 – Exemple schématique du fonctionnement d'un contrôle basé sur la force. Pour chacun des points de la trajectoire théorique à obtenir (en deux dimensions X et Y) (a), deux profils de forces sont pré-calculés selon les deux axes (b - ici, n'est représenté que le profil de force selon X). Ces profils de forces représenterons les profils de forces théoriques à obtenir à chaque instant t. Lors de la réalisation d'une trace, les profils expérimentaux de forces selon X et Y seront calculés et comparés aux profils de forces théoriques (c). Une force F_{force} sera ensuite déterminée proportionnellement à la différence de ces deux profils de forces (c) puis renvoyés à l'utilisateur (d).

3.4 Résumé

Le contrôle des dispositifs haptiques passant par une étape de couplage nous autorise à mimer les caractéristiques du monde physique mais nous permet aussi d'ajouter des informations afin de « guider » les utilisateurs. Ce chapitre présente les enjeux et les différentes manières de fournir ce guidage haptique à l'utilisateur. Plusieurs stratégies de présentation (*cf.* § 3.1), à l'image d'un guidage dans le monde réel, suggèrent dès à présent des conséquences variées sur le geste des utilisateurs. Ces stratégies de présentation peuvent être mise en place grâce à de multiples méthodes de contrôle du dispositif (*cf.* § 3.2). Enfin, nous avons souligné l'abondance des types d'informations pouvant être utilisées pour ce guidage haptique (*cf.* § 3.3). Cette multitude de configurations présentes lors de l'utilisation d'un dispositif haptique proposant un guidage, nous permettra de mieux comprendre les différents résultats présents dans la littérature, mais nous aidera aussi à caractériser avec plus de finesse l'influence de l'ajout de ces interfaces haptiques sur le geste manuel.

3.5 Références bibliographiques

[Basdogan *et al.*, 2004] C. Basdogan, S. De, J. Kim, Manivannan Muniyandi, H. Kim, and M.A. Srinivasan. Haptics in minimally invasive surgical simulation and training. *IEEE Computer Graphics and Applications*, 24(2) :56–64, March-April 2004.

[Bayart *et al.*, 2005] B. Bayart, A. Pocheville, and A. Kheddar. An adaptive haptic guidance software module for i-touch : example through a handwriting teaching simulation and a 3d maze. *IEEE International Workshop on Haptic Audio Visual Environments and their Applications*, page 6, oct. 2005.

[Feygin *et al.*, 2002] D. Feygin, M. Keehner, and R. Tendick. Haptic guidance : experimental evaluation of a haptic training method for a perceptual motor skill. *Proceedings of 10th Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems, 2002. HAPTICS 2002.*, pages 40–47, 2002.

[Gillespie *et al.*, 1998] B. Gillespie, S. O'Modhrain, P. Tang, C. Pham, and D. Zaretsky. The virtual teacher. In *ASME International Mechanical Engineering Conference and Exposition*, volume vol. 64, pages 171–174, November 1998.

[Henmi and Yoshikawa, 1998] K. Henmi and T. Yoshikawa. Virtual lesson and its application to virtual calligraphy system. *Proceedings of IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 2 :1275–1280 vol.2, 1998.

[Huang *et al.*, 2004] F. Huang, R. B. Gillespie, and A. Kuo. Haptic feedback improves manual excitation of a sprung mass. *Proceedings of 12th International Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems. HAPTICS '04.*, pages 200–207, 2004.

[Lindeman *et al.*, 2004] R. W. Lindeman, R. Page, Y. Yanagida, and J. L. Sibert. Towards full-body haptic feedback : the design and deployment of a spatialized vibrotactile feedback system. In *VRST '04 : Proceedings of the ACM symposium on Virtual reality software and technology*, pages 146–149, New York, NY, USA, 2004. ACM.

[Mussa-Ivaldi and Patton, 2000] F.A. Mussa-Ivaldi and J.L. Patton. Robots can teach people how to move their arm. In *Proceedings of ICRA '00. IEEE International Conference on Robotics and Automation, 2000.*, volume 1, pages 300–305 vol.1, 2000.

[O'Malley *et al.*, 2006] M. K. O'Malley, A. Gupta, M. Gen, and Y. Li. Shared control in haptic systems for performance enhancement and training. *Journal of Dynamic Systems, Measurement, and Control*, 128(1) :75–85, 2006.

[Palluel-Germain *et al.*, 2007] R. Palluel-Germain, F. Bara, A. Hillairet de Boisferon, B. Hennion, P. Gouagout, and E. Gentaz. A visuo-haptic device - telemaque - increases kindergarten children's handwriting acquisition. *EuroHaptics Conference, 2007 and Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems. World Haptics 2007. Second Joint*, pages 72–77, 2007.

[Robles-De-La-Torre, 2008] G. Robles-De-La-Torre. Principles of haptic perception in virtual environments. In *Human Haptic Perception : Basics and Applications*, pages 363–379. Birkhäuser Basel, 2008.

[Rosenberg, 1993] L. B. Rosenberg. Virtual fixtures as tools to enhance operator performance in telepresence environments. *Telemanipulator Technology and Space Telerobotics*, 2057(1) :10–21, 1993.

[Schmidt and Lee, 1987] R. A. Schmidt and T. D. Lee. *Motor Control and Learning : A Behavioral Emphasis.* Champaign, IL : Human Kinetics, 2 edition, 1987.

[Srimathveeravalli *et al.*, 2006] G. Srimathveeravalli, V. Gourishankar, and K. Thenkurussi. Haptic attributes and human motor skills. *14th Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems.*, pages 453–459, 2006.

[Steele and Gillespie, 2001] M. Steele and R. B. Gillespie. Shared control between human and machine : Using a haptic steering wheel to aid in land vehicle guidance. *Human Factors and Ergonomics Society Annual Meeting Proceedings*, 45 :1671–1675(5), 2001.

[Yokokohji *et al.*, 1996a] Y. Yokokohji, R. L. Hollis, T. Kanade, K. Henmi, and T. Yoshikawa. Toward machine mediated training of motor skills. skill transfer from human to human via virtual environment. *5th IEEE International Workshop on Robot and Human Communication.*, pages 32–37, 1996.

[Yokokohji *et al.*, 1996b] Y. Yokokohji, R.L. Hollis, and T. Kanade. What you can see is what you can feel-development of a visual/haptic interface to virtual environment. *Proceedings of the IEEE Virtual Reality Annual International Symposium.*, pages 46 –53, 265, Mar-3 Apr 1996.

[Yoneda *et al.*, 1999] M. Yoneda, F. Arai, T. Fukuda, K. Miyata, and T. Niato. Assistance system for crane operation with haptic display operational assistance to suppress round payload swing. In *Proceedings of IEEE International Conference on Robotics and Automation.*, volume 4, pages 2924–2929 vol.4, 1999.

[Yoshikawa *et al.*, 1995] T. Yoshikawa, Y. Yokokohji, T. Matsumoto, and X.-Z. Zheng. Display of feel for the manipulation of dynamic virtual objects. *Journal of Dynamic Systems, Measurement, and Control*, 117(4) :554–558, 1995.

Deuxième partie

Analyse des trajectoires

Chapitre 4

La trajectoire

Sommaire

4.1 Plusieurs modèles d'interpolation 66
4.1.1 Interpolation linéaire 68
4.1.2 Interpolation cosine 68
4.1.3 Interpolation spline 69
4.2 Quelle est la meilleure méthode d'interpolation aux vues de nos trajectoires ? Le type d'interpolation influence t-il la mesure d'une variable ? 70
4.3 Quel espace de réalisation choisir pour analyser les trajectoires du geste manuel ? 73
4.4 Trajectoires planifiées 74
4.5 Résumé et conclusions des contributions 76
4.6 Références bibliographiques 76

Plusieurs méthodes d'analyse du geste manuel existent. On peut, par exemple, utiliser les signaux physiologiques ayant servis à générer le mouvement (utilisation des signaux de contraction musculaires et de conduction nerveuse : électromyogramme - EMG, utilisation des signaux cérébraux : Imagerie par Résonance Magnétique - IRM). L'analyse de ces signaux reste sujette à de nombreux bruits d'acquisition et l'interprétation des résultats est souvent difficile. Une autre manière d'analyser un geste manuel est de récupérer une trace. Cette trace peut être enregistrée de manière vidéo (utilisation de caméra), sur un support (papier utilisé lors du geste d'écriture par exemple) ou encore de manière tridimensionnelle en faisant appel à des dispositifs d'acquisition spécifiques (localisateurs optiques, localisateurs électromagnétiques ou encore dispositifs haptiques). L'évaluation de cette trace peut être subjective ou objective. Dans le cas d'un traitement objectif informatisé, l'enregistrement numérique de cette trace produit une trajectoire, soumise au processus d'échantillonnage. Plus généralement, une trajectoire est définie par la trace d'un point en mouvement dans un référentiel donné. Dans le cas non continu de l'échantillonnage, elle représente une suite de positions successives de ce point dans un espace donné. Bien que la trajectoire échantillonnée ne définisse pas la totalité du geste, elle peut être utilisée comme outil à l'analyse d'un mouvement. Prenons l'exemple de l'écriture où la trajectoire effectuée lors de l'acte scripteur ne donne pas d'indication sur la tenue du stylo, mais informe pourtant sur le geste (cinématique, forme résultante. . .). Le calcul des vitesses instantanées, accélérations, jerk,. . . sont des mesures potentiellement utilisables pour définir une trajectoire, mais peuvent se retrouver par dérivations successives de la suite de positions. En revanche, la réciproque n'est pas vérifiée. A partir des vitesses instantanées seules, on ne peut en déduire la suite de positions du geste, sans un point de départ. . . Notre définition de trajectoire sera donc restreinte à une suite de positions dans un référentiel donné, sachant que d'autre informations peuvent s'y ajouter.

4.1 Plusieurs modèles d'interpolation

Le processus d'acquisition génère par définition une information incomplète du processus enregistré. Le respect du théorème de Nyquist-Shannon (la fréquence d'échantillonnage d'un signal doit être égale ou supérieure au double de la fréquence maximale contenue dans ce signal) nous garantit de pouvoir reconstruire un signal correct. Afin de reconstruire le signal originel et obtenir les points situés entre deux points échantillonnés - points de contrôles, nous utilisons un modèle d'interpolation. La trajectoire est alors définie par une suite de points de contrôles - et par le modèle d'interpolation sous-jacent. Le choix d'une méthode d'interpolation et ses influences dans le domaine de la reconstruction d'images graphiques sur ordinateur est relativement bien défini [Parker *et al.*, 1983] (*cf.* figure 4.1).

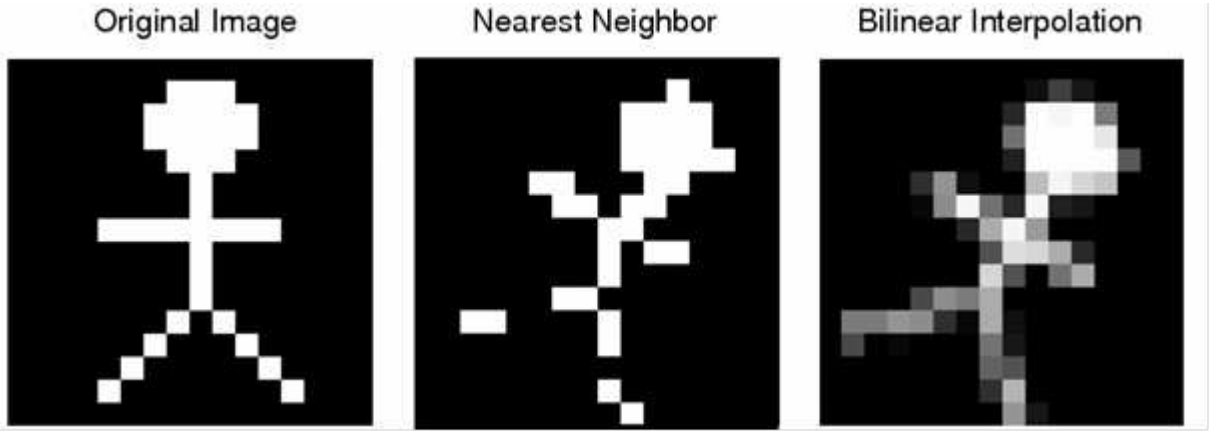


FIGURE 4.1 – Influence de deux types d'interpolations couramment utilisés en vision sur une image bidimensionnelle simple inclinée. (Gauche) Modèle original. (Centre) Reconstruction de l'image en utilisant un algorithme « Nearest-Neighborn » qui assigne la valeur de couleur du pixel courant à celle du plus proche voisin. (Droite) Reconstruction de l'image en utilisant un algorithme d'interpolation bilinéaire qui, pour chaque pixel créé une moyenne pondérée des quatre pixels les plus proches.

Nous allons montrer que le choix du modèle d'interpolation sous-jacent peut influencer la mesure d'une variable calculée à partir de la comparaison de deux trajectoires (expérimentale, réellement réalisée, et trajectoire reconstruite à partir des modèles d'interpolations, dite trajectoire "idéale" interpolée, sur laquelle seront réalisés les différentes mesures d'évaluation) (*cf.* figure 4.2). Plusieurs types de modèles d'interpolation existent pour traiter des trajectoires mais nous avons restreint notre étude à trois d'entres eux : l'interpolation linéaire (1), l'interpolation cosine (2) et l'interpolation spline (3).

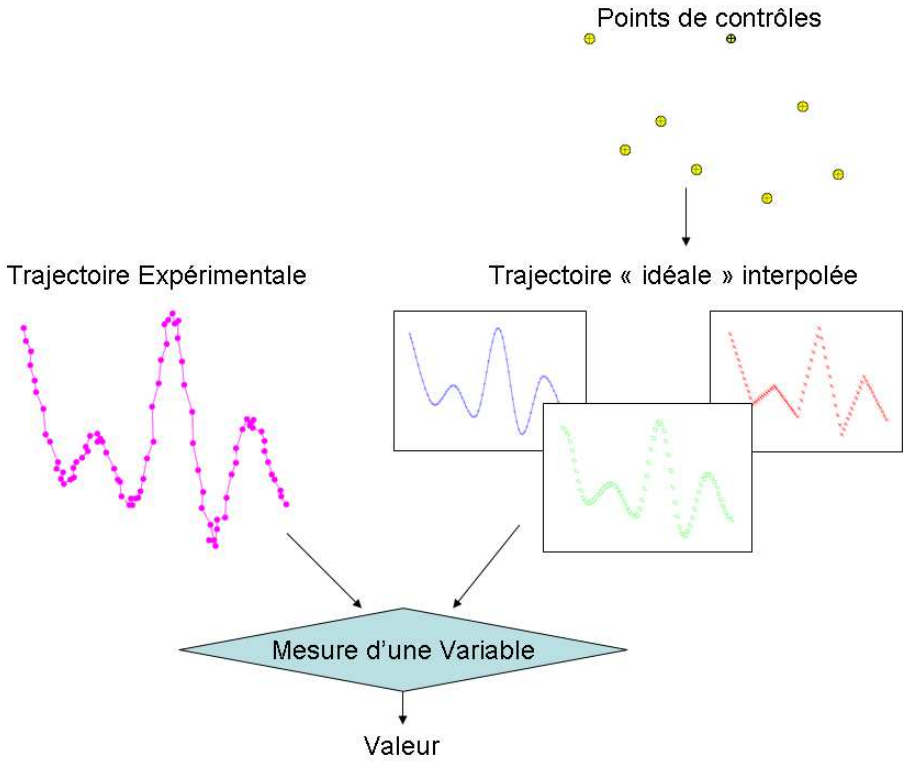


FIGURE 4.2 – Influence de différents types d'interpolation sur la mesure d'une variable. A partir de points de contrôle (échantillonnés), nous pouvons interpoler les points manquants en utilisant : (1) une interpolation linéaire - en rouge, (2) une interpolation cosine - en vert ou (3) une interpolation spline - en bleue. De la mesure d'une variable, calculée par la comparaison entre la trajectoire expérimentale et les trajectoires interpolées, résultera des valeurs différentes.

4.1.1 Interpolation linéaire

L'interpolation linéaire est une méthode simple où les points de contrôle sont reliés par un segment de ligne droite. Soit P_i et P_{i+1}, deux points de contrôles. Soit μ la localisation du point à interpoler sur le segment P_iP_{i+1}, compris dans l'intervalle [0; 1]. Le calcul des points P_e du segment P_iP_{i+1}, est donné par la formule suivante :

$P_e(\mu) = P_i(1 - \mu) + \mu P_{i+1}$

Afin d'estimer tous les points entre P_i et P_{i+1}, il suffit donc de faire varier le paramètre μ d'une valeur de pas $\Delta\mu$, représentant ainsi la résolution de l'échantillonnage de notre estimation de trajectoire (*cf.* figure 4.3).

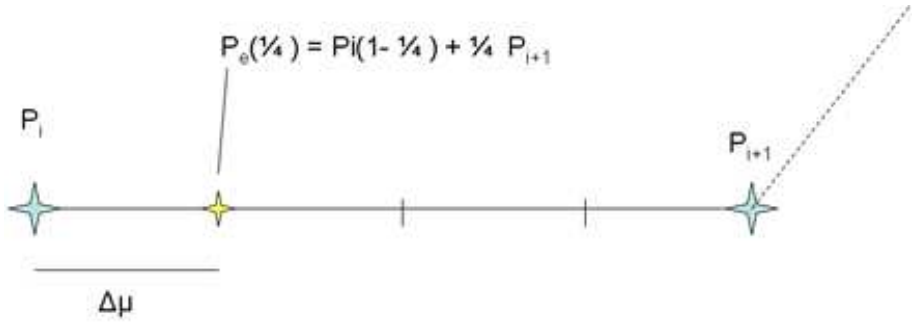


FIGURE 4.3 – Illustration de l'interpolation linéaire (voir les détails dans le texte pour les notations).

Chaque segment de la courbe est évalué indépendamment du reste de la trajectoire. Il existe donc des discontinuités à chaque point de contrôle.

4.1.2 Interpolation cosine

L'interpolation cosine est une méthode d'interpolation basée sur la fonction cosinus qui force la dérivée en chaque point de contrôle à être nulle. Une partie de cette fonction est utilisée afin de proposer une transition lisse entre deux segments adjacents (*cf.* figure 4.4). En utilisant la notation définie précédemment, les coordonnées des points P_e sont définies par :

$\mu_2 = \frac{(1-cos(\mu\pi)}{2}$

$P_e(\mu) = (1 - \mu_2)P_i + \mu_2 P_{i+1}$

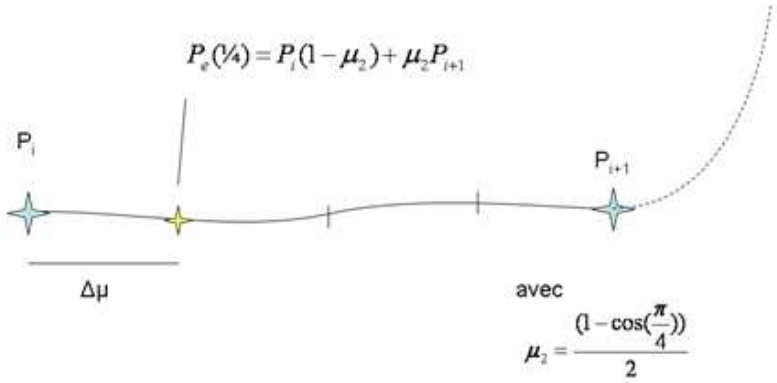


FIGURE 4.4 – Illustration de l'interpolation cosine (voir les notations dans le texte).

4.1.3 Interpolation spline

L'interpolation spline se base sur l'utilisation d'une classe de courbes mathématiques appelées les *Splines*. Les splines sont des fonctions définies par morceaux. Ce type d'interpolation permet d'obtenir une réelle continuité entre deux points de contrôles. De nombreuses classes d'interpolations splines existent mais nous nous bornerons à étudier la plus simple d'entre elles, appelée interpolation cubique spline de Hermite (*cspline* en anglais) en l'honneur de Charles Hermite qui la découvrit [Bartels *et al.*, 1998]. Elle requiert la connaissance des deux extrémités d'un segment mais aussi la connaissance de deux points de contrôle de chaque coté des extrémités. Cela pose un problème au niveau de l'interpolation du premier et du dernier segment de la trajectoire. Une solution communément admise consiste à ajouter deux points supplémentaires en début et fin de séquence, ayant une tangente égale à la pente du premier segment. Ces points peuvent être obtenus par simple extrapolation linéaire. Les coordonnées des points P_e pour l'interpolation spline sont obtenues par composition des quatre fonctions Hermite de base (*cf.* figure 4.5), définies par :

$h_{00}(t) = 2t^3 - 2t^2 + 1 = (1 - 2t)(1 - t)^2$
$h_{01}(t) = -2t^3 + 3t^2 + 1 = (3 - 2t)t^2$
$h_{10}(t) = t^3 - 2t^2 = t(1 - t)^2$
$h_{11}(t) = t^3 - t^2 = (t - 1)t^2$

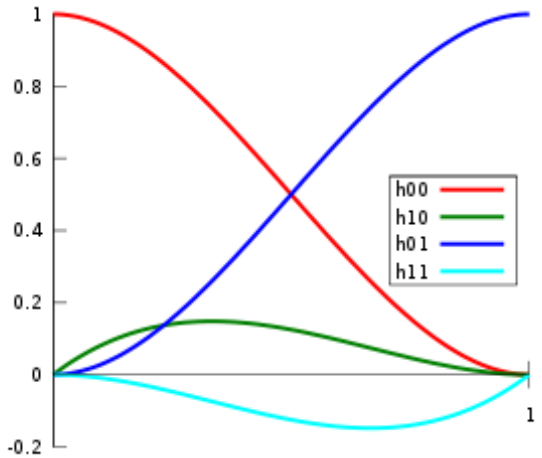


FIGURE 4.5 – Les quatre fonctions Hermite de base.

Les points interpolés P_e à l'instant t ont alors pour coordonnées :

$\mathbf{p}(t) = h_{00}(t)\mathbf{p}_0 + h_{10}(t)\mathbf{m}_0 + h_{01}(t)\mathbf{p}_1 + h_{11}(t)\mathbf{m}_1$

Avec m_0, la tangente au point P_i et m_1, la tangente au point P_{i+1}

Le choix du calcul des tangentes m_0 et m_1 n'est pas unique et donne lieu à différentes courbes splines : (spline cardinale, spline de Catmull-Rom, spline de Kochanek-Bartels, spline cubique monotone...). Dans notre étude, nous avons utilisé la spline de Catmull-Rom, de par sa « popularité », sa simplicité de calcul et ses propriétés intrinsèques. En effet, elle offre une interpolation relativement souple entre deux mouvements, garantit une interpolation passant exactement par les points de contrôles et enfin, garantit que les tangentes entre deux segments successifs sont continues. Le calcul des points des tangentes pour la spline de Catmull-Rom est donné par :

$m_i = \frac{P_{i+1} - P_{i-1}}{2}$

4.2 Quelle est la meilleure méthode d'interpolation aux vues de nos trajectoires ? Le type d'interpolation influence t-il la mesure d'une variable ?

Nous allons montrer mathématiquement que le choix du type d'interpolation influe sur la mesure d'une variable. Des recherches, principalement dans le domaine de l'imagerie où les interpolations sont utilisées, montrent des spécificités pour certains types d'interpolations [Parker *et al.*, 1983]. Une interpolation de type spline cubique offre de meilleurs résultats quant au lissage des images interpolées. Les résultats sont évalués de manière subjective (présence visuelle de détails sur les images). Cependant, peu de recherches montrent véritablement l'influence du type d'interpolation sur la mesure d'une variable quelconque. Le but de notre analyse est de déterminer quelle méthode d'interpolation nous appliquerons à nos point de contrôles, obtenus par échantillonnage, afin de minimiser une éventuelle erreur quand au choix d'une méthode ou d'une autre. Nous avons donc réalisé une simulation de différentes méthodes d'interpolations afin de clarifier l'influence du choix du type d'interpolation sur la mesure d'une variable (ici l'erreur moyenne). Ce type de simulation se rapproche des méthodes de Monte-carlo (*cf.* figure 4.6 pour un exemple).

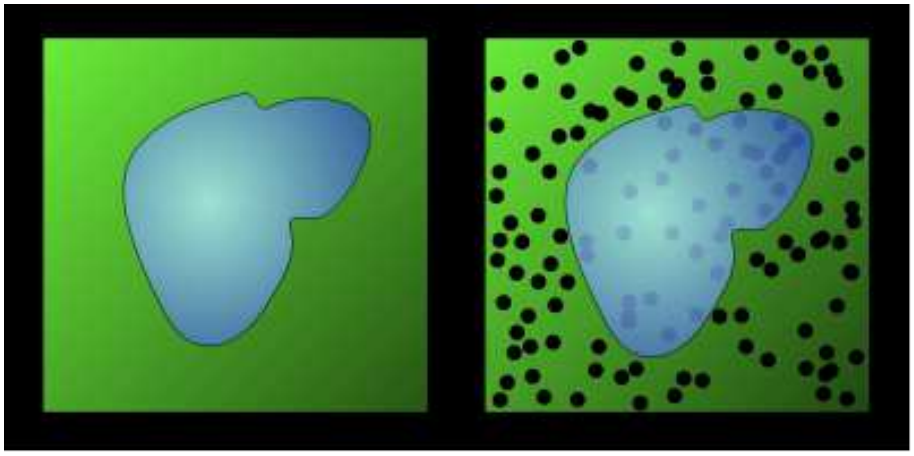


FIGURE 4.6 – Exemple de l'utilisation de la méthode de Monte-carlo pour estimer la superficie d'un lac. Par exemple, si le terrain fait 1000 m^2, que l'armée tire 500 boulets de manière aléatoire et que 100 projectiles sont tombés dans le lac, alors une estimation de la superficie du plan d'eau est de : 100*1000/500, soit 200 m^2

Pour cela, nous avons choisit une suite de points aléatoirement, définissant une trajectoire échantillonnée (points jaunes sur la figure 4.7). Nous avons réalisé les différentes interpolations : linéaire (rouge), cosine (vert) et cubique spline d'Hermite (bleu). Le nombre de points interpolés entre deux points de contrôle est de 10.

Enfin, nous avons généré 60 trajectoires aléatoires (hypothèse de normalité supposée vérifiée à partir de 30 échantillons d'une variable) de 78 points (8 points de contrôle + 70 points interpolés), représentant des potentielles trajectoires réellement réalisées, que nous appellerons expérimentales, pour chaque modèle d'interpolation : linéaire, cosine ou cubique spline. À chacune de ces trajectoires, nous avons ajouté un bruit suivant une loi uniforme U(-0.5,0.5) et d'amplitude *Errmax*. Les trajectoires expérimentales simulent une trajectoire bruitée, similairement à une trajectoire obtenue de la production de la trace d'un individu.

Parallèlement, nous calculons les trajectoires de références à partir de l'interpolation des points de

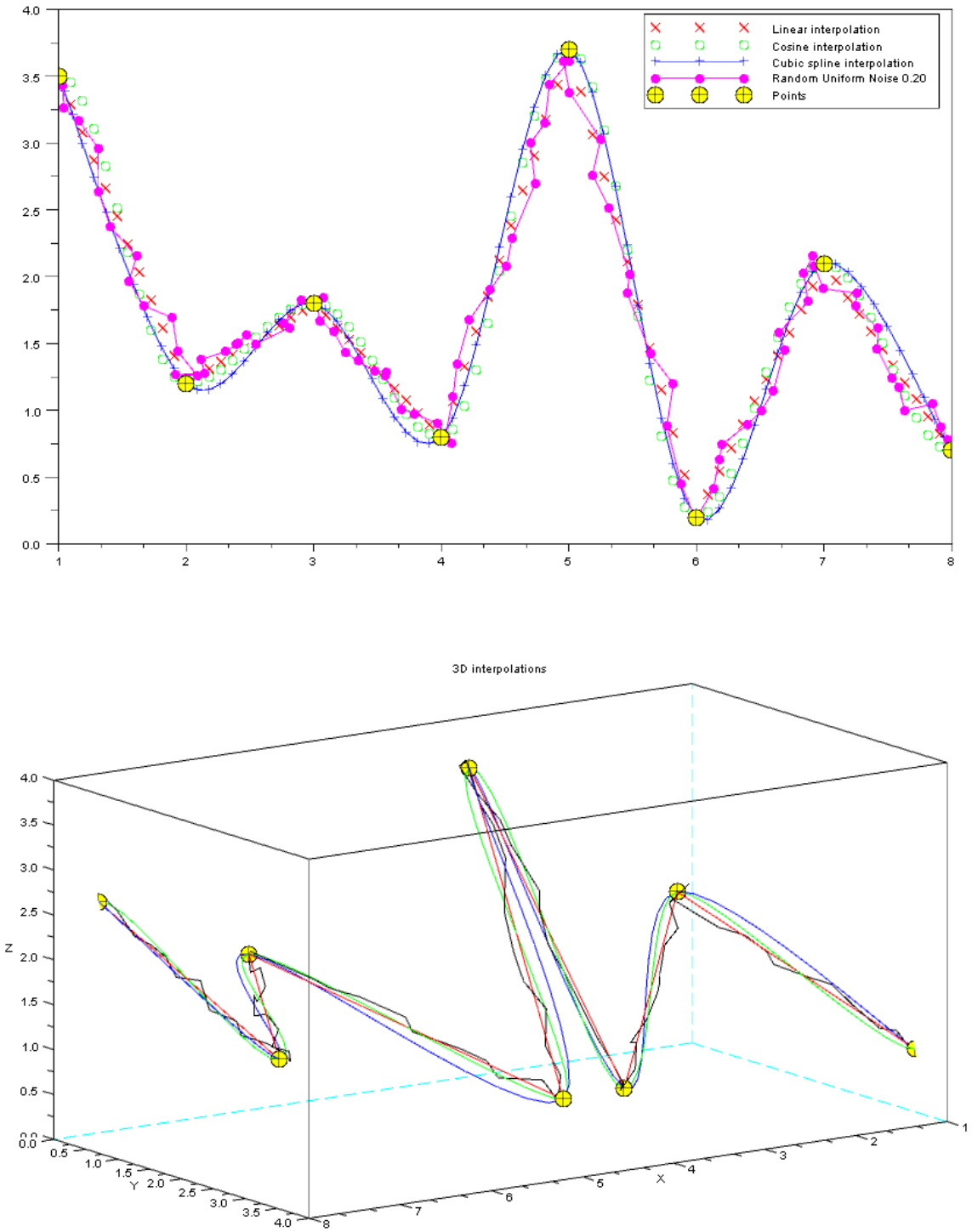


FIGURE 4.7 – Définition d'une trajectoire.

contrôles selon les différents modèles : linéaire, cosine ou cubique spline. Ces trajectoires sont appelées interpolations de référence. Pour chacune de ces interpolations de référence, nous avons calculé la moyenne des distances en chaque point des courbes expérimentales et des différentes interpolations (figure 4.8). La formule utilisée est la suivante :

$Moy_{err} = \frac{1}{n}\sum_{i=1}^{n}\left[\sqrt{(P_e(i) - P_r(i))^2}\right]$

Avec Moy_{err} la moyenne des erreurs, $P_e(i)$ le point de la trajectoire expérimentale à la position i, $P_r(i)$ le point de la trajectoire de référence à la position i et n le nombre de points des trajectoires expérimentales et interpolations de référence. Un résultat du calcul de cette moyenne des erreurs entre une interpolation de référence linéaire et les trois modèles d'interpolation cités précédemment est présenté figure 4.8.

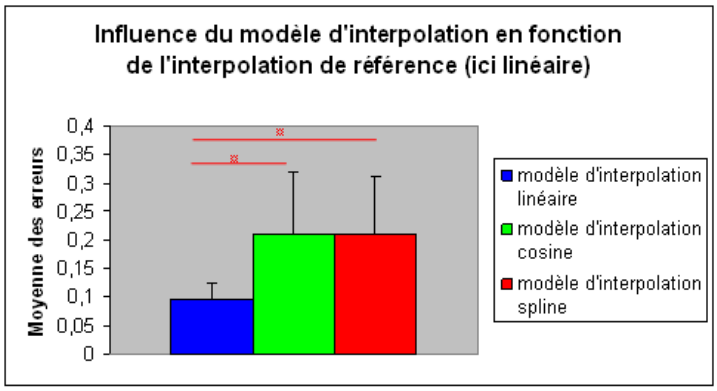


FIGURE 4.8 – Influence du modèle d'interpolation utilisé pour générer la trajectoire expérimentale en fonction de l'interpolation de référence : linéaire. Le modèle d'interpolation est généré par les différentes fonctions (linéaire, cosine et spline), auxquelles nous avons ajouté un bruit uniforme d'amplitude maximale de 0.2. Nous notons le nombre de différences significatives entre les erreurs moyennes relevés calculées par un test de student. (*) significativité $p < 0.05$.

Nous avons calculé l'ensemble des moyennes des erreurs entre les trajectoires expérimentales et les interpolations de références pour cinq niveaux de bruits (Errmax) différents, puis réalisé un test de student afin de comparer ces moyennes. Ce test requiert une vérification préalable de l'égalité des variances, pour éviter le problème de Behrens-Welch [Armitage and Berry, 1994]. En cas d'inégalité des variances, nous avons utilisé l'approximation du test t par la méthode de Satterthwaite. Les résultats sont résumés dans la figure 4.9 suivante (détails des calculs disponibles en annexe A).

L'ensemble de ces résultats suggère que le type d'interpolation peut influer, de manière statistiquement significative, la mesure d'une variable (ici l'erreur moyenne). Cependant, son effet devient minime lorsque la variable mesurée est grande. En d'autres termes, plus l'erreur due au bruit est grande, moins les différences dues au choix de l'interpolation sont significatives. Il existe donc un biais si le choix de l'interpolation est incorrect vis-à-vis du modèle sous-jacent de la trajectoire expérimentale. Cependant, ce modèle n'est pas nécessairement connu, et peut varier d'un sujet à un autre, voire d'un essai à un autre. Or, pour comparer plusieurs trajectoires issues d'un geste manuel, il faut appliquer le même protocole de mesure. Le modèle d'interpolation qui présente le moins de différences significatives reste néanmoins l'interpolation linéaire, malgré ses changements brutaux de direction pourtant éloignés d'un geste d'écriture normal, et sera choisit pour la suite de nos analyses.

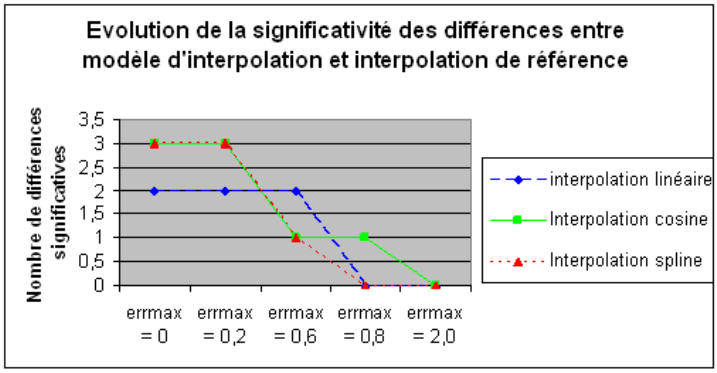


FIGURE 4.9 – Evolution du nombre de différences significatives entre les modèles d'interpolation, en fonction de interpolation de référence et de l'amplitude du bruit *Errmax* utilisé. Chaque point de la courbe représente le nombre de différences significatives de la figure 4.8 obtenue précédemment. On observe donc une diminution de l'influence du modèle d'interpolation avec l'accroissement de l'erreur.

4.3 Quel espace de réalisation choisir pour analyser les trajectoires du geste manuel ?

Les trajectoires étudiées peuvent aussi s'analyser dans différents espaces. Au niveau de la psychologie cognitive (*cf.* § 1.3.1), nous avons vu l'existence d'un espace des tâches et d'un espace des articulations. Cette différence fondamentale d'un point de vue cognitif existe au même titre lors de l'analyse de trajectoires vis-à-vis de l'espace de réalisation dans lequel se produit la trajectoire. Comme le montre [Srimathveeravalli *et al.*, 2006] (*cf.* figure 4.10), l'espace de réalisation d'une trajectoire peut se représenter sous la forme d'une suite de points dans un espace cartésien (x,y) (*cf.*fig. 4.10 - figures de droite) mais aussi par la représentation équivalente de deux profils de forces ayant servis à générer la trace (*cf.*fig. 4.10 - axe horizontal pour les figures de gauche et axe vertical pour les figures centrales), pour un effecteur donné.

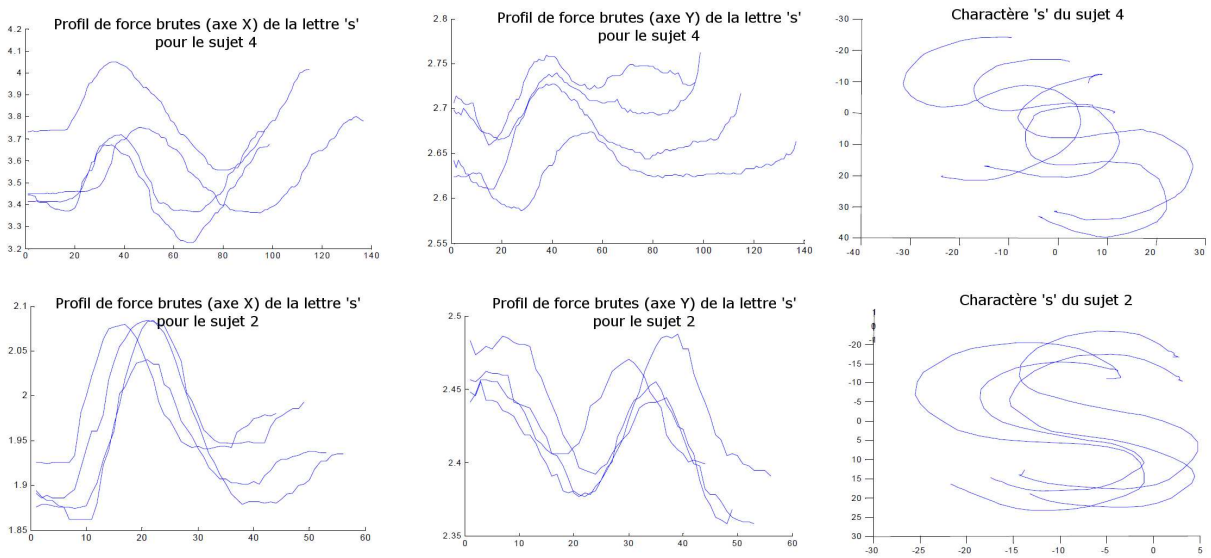


FIGURE 4.10 – Analyse graphique des profils de forces de deux sujets lors du tracé du caractère "s"

De même, cet espace de réalisation encodé dans l'espace des forces (profil de force), pourrait se dériver dans un espace des accélérations pour une masse donnée, d'après la deuxième loi de Newton (ou relation fondamentale de la dynamique) :

$\sum \vec{F_i} = m\vec{a}$

Ce type de représentation non basée sur l'espace cartésien fait appel à une connaissance du modèle *cinématique de l'effecteur*, le profil de forces donné étant valable pour un effecteur unique. De même, l'utilisation d'informations de plus « bas niveau », telles que l'électromyogramme (EMG), peut aussi nous fournir un ensemble d'informations au niveau de l'effecteur pour un mouvement donné. Nous assistons donc à une multiplicité des espaces possibles de réalisation de la trajectoire.

L'analyse de nos trajectoires (*trace générée*) dans un espace cartésien donne une information principale sur l'aspect visuel (appelé forme), telle qu'elle est perçue par le système visuel. Cette information est, bien évidement, incomplète vis-à-vis de l'information kinesthésique présente lors de la réalisation d'un geste. Prenons l'exemple d'une lettre tracée sur un morceau de papier, bien que la forme soit une information accessible, la cinématique du mouvement ne peut être définie rigoureusement. L'analyse des profils de force peut ajouter cette information manquante. Cette information a été utilisée dans de nombreuses recherches [Morris *et al.*, 2006; Morris *et al.*, 2007; Srimathveeravalli *et al.*, 2006; Ohta *et al.*, 2004]. Cependant, cette information est grandement variable d'un sujet à l'autre. D'autre part, le choix d'un espace de réalisation pour l'analyse des trajectoires doit se faire en rapport avec la mesure que l'on veut obtenir. Ainsi, la plupart des études sur le mouvement utilisent des informations à la fois cartésiennes (la trace générée) et des informations dépendantes de l'effecteur (profils de force, EMG, accélérations, pics de vitesse) pour obtenir des indices objectifs de (1) ressemblance de forme, (2) cinématiques et (3) physiologiques.

4.4 Trajectoires planifiées

La planification (*cf.* § 1.3.1) dans la réalisation d'un geste manuel prend une place importante dans le contrôle du geste. C'est à partir de l'information visuelle de traces théoriques que l'utilisateur va planifier la trajectoire à réaliser. Sur un autre versant, pour ajouter des informations haptiques par un dispositif technologique, la connaissance d'un modèle de la trajectoire est nécessaire pour effectuer les calculs nécessaires au fonctionnement de l'appareil. Cette spécificité des dispositifs haptiques est décrite dans le paragraphe 2.5. Dans le cadre de cette thèse, seules des trajectoires planifiées ont été abordées. Ce point crucial nous détourne des boucles ouvertes du contrôle du mouvement (où la trajectoire n'est planifiée qu'au titre du début et de la fin), pour nous mener sur un type de contrôle du mouvement en boucle fermée (rétroaction sensorielle du lien perception-action omniprésente *cf.* § 1.4). Ce fonctionnement en boucle fermée implique une vitesse de réalisation généralement plus lente, due aux corrections issues de ces informations sensorielles.

Ce principe de fonctionnement en boucle, est aussi valable pour les dispositifs technologiques de retour d'information sensorielle (ordinateur, dispositif haptique, etc.), qui fonctionnent à l'image de l'humain [Srinivasan and Basdogan, 1997] (*cf.* figure 4.11). À l'image du cycle de la perception par la main, du traitement des informations somesthésiques par le cerveau, et de la réalisation des commandes motrices puis mouvement de la main, un cycle similaire existe pour les dispositifs haptiques. Il est décrit par la détection d'un mouvement (ou forces) par des capteurs, un traitement de ces informations par l'ordinateur, une réalisation des commandes aux actionneurs du dispositif. On peut donc justifier les utilisations de trajectoires planifiées par deux aspects fondamentaux :

(1) la nécessité pour le contrôle des dispositifs de retours sensoriels dans la boucle sensorimotrice machine ;

(2) le type de contrôle en boucle fermée du geste manuel en présence de retours sensoriels haptiques (boucle sensorimotrice humaine).

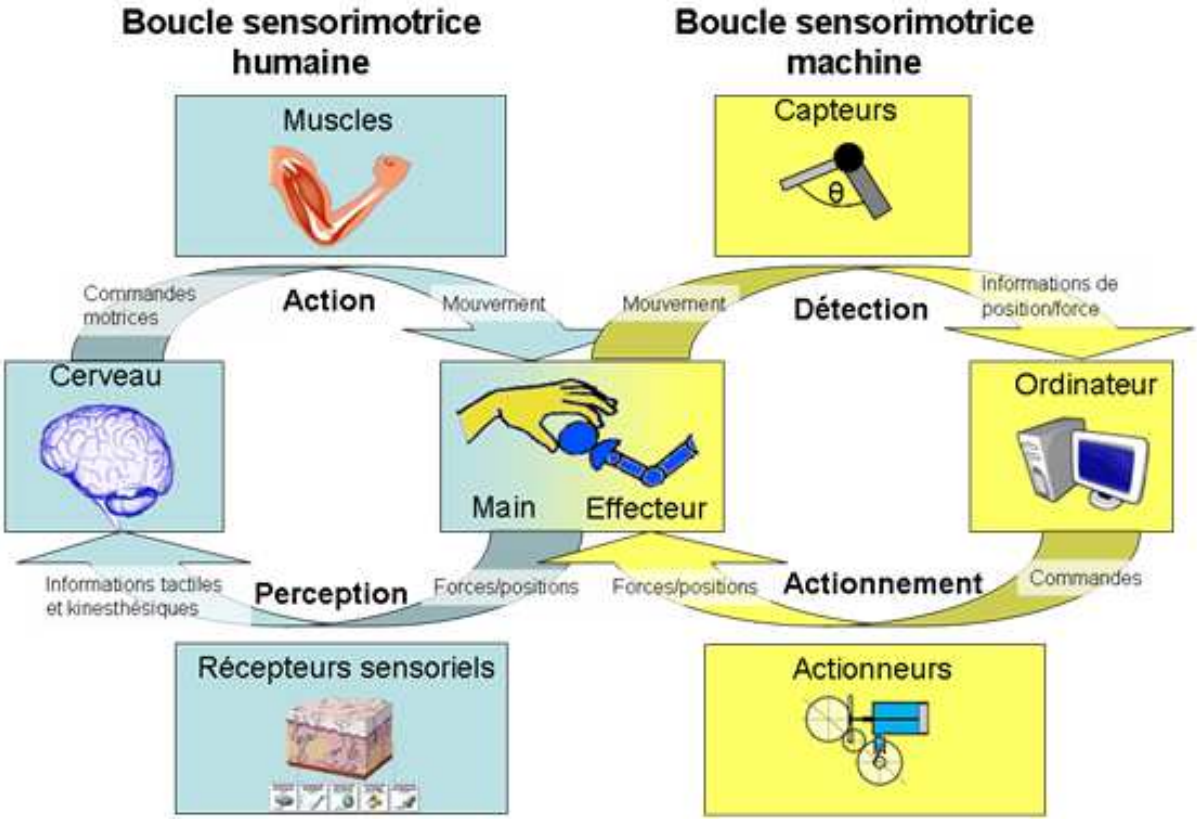


FIGURE 4.11 – Couplage des boucles sensorimotrice humaine et sensorimotrice machine. D'après Srinivasan (1997).

On peut donc comprendre le terme *trajectoires planifiées au niveau machine* : trajectoire computationnellement représentable pour effectuer un certain nombre de calculs, dont la détermination des commandes au niveau d'un dispositif effecteur ; et le terme *trajectoires planifiées au niveau humain* qui prendra le sens de planification de mouvement.

4.5 Résumé et conclusions des contributions

Au cours de ce chapitre, nous avons défini la notion de trajectoire pour le geste manuel. Cette notion est omniprésente dans notre étude car elle est le point d'entrée privilégié au sein de la boucle sensori-motrice humaine. Son échantillonnage par le dispositif haptique est une manière élégante de l'acquérir puisque ces informations sont également partagées par l'appareil. Cependant, l'échantillonnage engendre un certain nombre de questions quand à la reconstruction du signal originel en vue de son analyse. Plusieurs méthodes d'interpolation existent afin d'obtenir les points de la trajectoire non échantillonnés. Or, l'influence du choix d'une méthode d'interpolation sur une analyse future (calcul de la moyenne des erreurs par exemple) n'a (à notre connaissance) pas été investiguée. Nous avons donc proposé une analyse statistique issue des méthodes de Monte-Carlo pour répondre à cette question. Nos analyses montrent qu'il existe des différences significatives entre les différentes méthodes d'interpolation lorsque le bruit est faible (trajectoire quasi parfaite aux vues de l'interpolation de référence). Le nombre de ces différences s'amenuise lorsque la moyenne des erreurs augmente (trajectoire expérimentale s'écartant de la trajectoire théorique interpolée). Ce type d'analyse nous permet, à l'image des études réalisées pour l'imagerie numérique, de choisir un type d'interpolation en connaissance de son influence vis-à-vis de l'erreur engendrée sur un calcul d'une variable telle que la moyenne des erreurs.

4.6 Références bibliographiques

[Armitage and Berry, 1994] P. Armitage and G. Berry. *Statistical Methods in Medical Research*, volume (3rd edition). 1994.

[Bartels *et al.*, 1998] R. H. Bartels, J. C. Beatty, and B. A. Barsky. *An Introduction to Splines for Use in Computer Graphics and Geometric Modelling.*, chapter Hermite and Cubic Spline Interpolation., pages pp. 9–17. Number Ch. 3. 1998. San Francisco.

[Morris *et al.*, 2006] D. Morris, C. Sewell, F. Barbagli, K. Salisbury, N.H. Blevins, and S. Girod. Visuohaptic simulation of bone surgery for training and evaluation. *IEEE Computer Graphics and Applications*, 26(6) :48–57, Nov.-Dec. 2006.

[Morris *et al.*, 2007] D. Morris, H. Tan, F. Barbagli, T. Chang, and K. Salisbury. Haptic feedback enhances force skill learning. *EuroHaptics Conference, 2007 and Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems. World Haptics 2007. Second Joint*, pages 21–26, 2007.

[Ohta *et al.*, 2004] K. Ohta, M. M. Svinin, Z. Luo, S. Hosoe, and R. Laboissière. Optimal trajectory formation of constrained human arm reaching movements. *Biology and Cybernetics*, 91(1) :23–36, 2004.

[Parker *et al.*, 1983] J. A. Parker, R. V. Kenyon, and D. E. Troxel. Comparison of interpolating methods for image resampling. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 2(1) :31–39, March 1983.

[Srimathveeravalli *et al.*, 2006] G. Srimathveeravalli, V. Gourishankar, and K. Thenkurussi. Haptic attributes and human motor skills. *14th Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems.*, pages 453–459, 2006.

[Srinivasan and Basdogan, 1997] M. A. Srinivasan and C. Basdogan. Haptics in virtual environments : Taxonomy, research status, and challenges. *Computers & Graphics*, 21(4) :393 – 404, 1997. Haptic Displays in Virtual Environments and Computer Graphics in Korea.

Chapitre 5

Mesure des performances haptiques humaine

Sommaire

5.1 Les différents facteurs **77**
5.2 Quelles variables mesurer ? **79**
5.3 Evaluation de critères cinématiques et spatiaux : une comparaison entre des mesures subjectives et objectives. **81**
5.3.1 Méthode 81
5.3.2 Résultats 82
5.3.3 Discussion 83
5.4 Quelle situation analyser ? **84**
5.5 Quelle méthodologie utiliser ? **84**
5.6 Résumé et conclusions des contributions **85**
5.7 Références bibliographiques **87**

La mesure de performance relative à l'exécution d'une tâche pose un certain nombre de questions, largement présentes dans la littérature sous le terme d'*apprentissage moteur et performance humaine* [Schmidt and Wrisberg, 2000]. Dans le cadre de notre étude sur l'haptique, nous pouvons pousser l'analyse un peu plus loin et nous demander dans quelle mesure, l'observation de variables ne va pas perturber la double boucle sensorimotrice haptique ? Commençons par analyser les différents facteurs intervenant dans la mesure de la performance humaine (*cf.* figure 5.1).

5.1 Les différents facteurs

Tout d'abord *la personne*, sujet de l'expérience et élément fondamental de toute situation de performance motrice, arrive avec un certain nombre de caractéristiques : compétences, habiletés cognitivo-motrices, contexte socioculturel et degré de motivation. Ces facteurs peuvent influencer la performance de réalisation de la tâche demandée. L'estimation de ces capacités, du niveau d'expertise de la personne et de la nature de la population à tester peut nous aider à mieux comprendre une partie de cette influence.

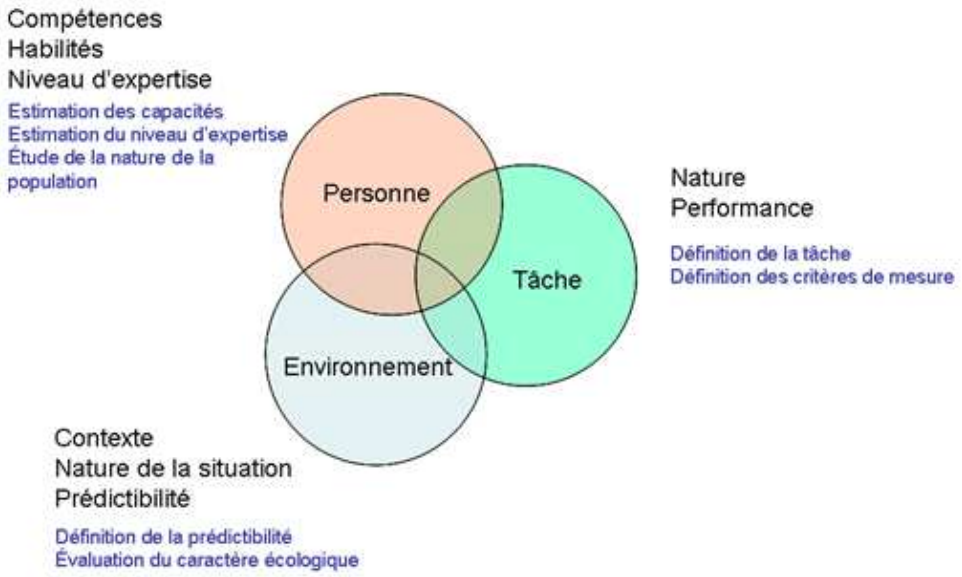


FIGURE 5.1 – Triptyque des acteurs impliqués dans la mesure la performance humaine d'après Schmidt (1987) (illustration des concepts abordés au cours de ce paragraphe).

Le second acteur est *l'environnement*. Ce dernier peut influer sur la réalisation d'une tâche par l'application de contraintes temporelles (limite de temps pour réaliser une tâche), ou de contraintes spatiales. Qui n'a pas fait l'expérience d'un examen en deux heures... et pas une minute de plus. Le stress résultant modifie de fait la performance d'une personne à l'autre.

Le dernier acteur est *la tâche*. La nature de la tâche va directement influer sur la demande de performance et sa réalisation. Certaines tâches ont une forte demande sensorielle, telle la détection d'approche d'une balle à renvoyer au tennis par exemple. D'autres, ont une forte demande cognitive quant à l'action, la planification et la réalisation d'une action. Enfin, nous pouvons considérer les compétences d'exécution de la tâche, c'est-à-dire la capacité de la personne à réaliser le bon mouvement. Pour certaines tâches, seul un de ces facteurs va déterminer la performance de la personne, mais c'est bien souvent une succession d'analyse, planification, décision et réalisation d'un geste qui sont révélatrices du degré de réussite ou d'échec de la tâche.

Un premier élément de réponse consiste à classifier la tâche selon la manière dont le mouvement est réalisé : *actions discrètes, actions en série ou actions continues*. Les actions discrètes sont généralement rapides et bien définies du début à la fin. Une tâche de pointage appartient à cette catégorie. Les actions en séries sont une succession de plusieurs tâches discrètes, connectées en séquence et dont l'ordre est crucial dans le succès de la réalisation de la tâche. L'enfoncement d'un clou à l'aide d'un marteau est un exemple de cette catégorie. Enfin, les actions continues sont définies par l'absence de début et de fin précis et sont généralement répétitives. La course à pied fait partie de cette dernière catégorie. Une autre classification des tâches consiste à déterminer la charge sensori-motrice et la charge cognitive. Reprenons l'exemple de la tâche de pointage. La personne doit aller du point A au point B. La trajectoire par laquelle elle va passer importe peu, et seuls les mécanismes sensori-moteurs vont influer (optimalité de la trajectoire). C'est donc une tâche à forte charge motrice. Le joueur d'échecs, par opposition, aura une forte charge cognitive car le succès de son jeu dépendra de chacune de ces actions.

Les tâches peuvent aussi se classifier en fonction du degré de prédictibilité de l'environnement. Une *tâche ouverte* sera réalisée dans un environnement imprédictible, changeant et demande une adaptation de la personne en réponse. Une *tâche fermée* se réalisera dans un environnement stationnaire et prédictif.

La personne pourra alors planifier à l'avance la réalisation de la tâche. Conduire un véhicule sur une route droite, déserte sera considérée comme une tâche fermée. La même situation en ville et au Maroc à proximité du *souk*, avec des piétons traversant de tous les cotés, avec d'autres véhicules « fous », sera une tâche hautement ouverte. Gentile [Gentile, 1987] a proposé une classification à deux dimensions, en fonction de la prédictibilité de l'environnement et de la demande sensori-motrice et cognitive de la tâche. Le changement de classe de tâche n'est pas sans effet sur la variabilité intra individuelle de réalisation de la tâche [Higgins and Spaeth, 1972; Franks *et al.*, 1982], comme l'illustre la figure 5.2.

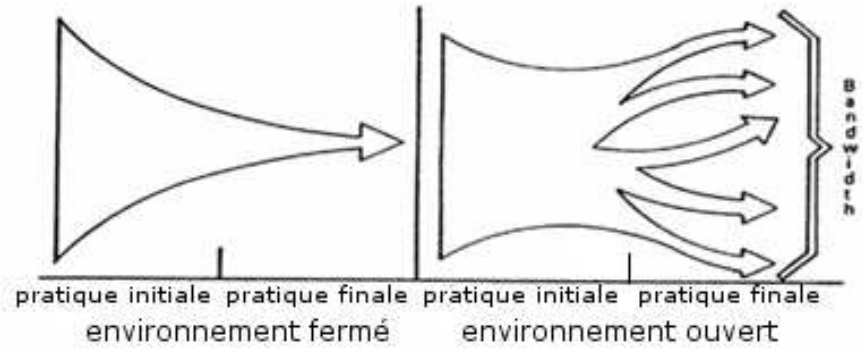


FIGURE 5.2 – Changement dans la variabilité du mouvement lors de la pratique d'une tâche en environnement ouvert ou fermé. D'après Higgins et Spaeth (1972).

Parmi ces facteurs présentés ci-dessus, nous aimerions préciser certaines de ces questions au regard de l'expérimentation humaine haptique : Quelles variables mesurer ? Quelle situation analyser ? Quelle méthodologie utiliser ?

5.2 Quelles variables mesurer ?

Les mesures que nous pouvons obtenir pour évaluer l'influence d'un dispositif haptique sur la performance humaine sont issues de deux principales sources : l'analyse des informations (entrées et sorties) du dispositif haptique (*critères intérieurs* aux boucles sensorimotrices) et l'analyse de caractères extérieurs (*critères extérieurs* aux boucles sensorimotrices). Les positions du dispositif ainsi que les forces envoyées à l'utilisateur font partie des critères intérieurs aux boucles sensorimotrices. Le ressenti de l'utilisateur, les réponses à un sondage ou encore un jugement de la part d'un observateur vont faire partie des critères extérieurs. On pourrait imaginer l'observation de paramètres physiologiques (ECG, EMG, etc.) mais compte tenu de l'objet de cette thèse et du caractère invasif de ces derniers, nous n'aborderons pas cette catégorie de mesure dans cette section. Dans le cas de l'analyse des « traces » du dispositif haptique, les mesures sont objectives mais une attention toute particulière doit être mise en place afin de garantir une observation (ou échantillonnage) permettant l'analyse. Par exemple, si notre dispositif haptique fonctionne à 1000 Hz, l'échantillonnage des positions de l'outil (donc lié au geste de l'utilisateur) devra se faire de manière constante dans le temps, tout en respectant la théorie de l'échantillonnage (théorème de Nyquist-Shannon), garantissant l'acquisition d'un signal permettant la reconstitution du signal originel. Il faudra aussi prendre en compte la quantité importante d'information et prendre garde au « sur-échantillonnage ». D'autre part, la multitude de mesures présentes dans la littérature peut dérouter l'expérimentateur ; Vitesse moyenne, profil de force, « Dynamic Time Warping », pics de vitesse, erreur moyenne quadratique, durée, pourcentages de réussite et bien d'autres rendent la comparaison des travaux relativement difficile, voir impossible. Pour clarifier cette multitude de mesures, le domaine de

recherche sur la performance humaine [Schmidt and Wrisberg, 2000] en liste trois principaux types : 1) la certitude maximale de l'atteinte du but ; 2) la dépense d'énergie minimale ; et 3) le temps de réalisation minimal. Leur variation est perçue comme modification du degré de performance de réalisation, allant du niveau de performance d'un débutant au niveau expert (*cf.* figure 5.3).

Références	Début du stade d'apprentissage →	Fin du stade d'apprentissage
Fitts et Posner (1967)	Cognitif (essai et erreur), associatif	Autonome (facile et fluide)
Adams (1971)	Motricité verbale (plus de parole)	Moteur (plus d'actions)
Gentile (1972)	Obtenir une idée du mouvement	Ancrage et diversification
Newell (1985)	Coordination (acquisition d'un modèle)	Contrôle (adaptation du modèle en cas de nécéssité)

Caractéristiques de la performance motrice associées

Début du stade d'apprentissage →		Fin du stade d'apprentissage
Saccadé	Plus relâché	Automatique
Imprécis	Plus précis	Précis
Inconsistant	Plus consistant	Consistant
Lent, avec des pauses	Plus fluide	Fluide
Timide	Plus confiant	Confiant
Indécis	Plus décisif	Certain
Rigide	Plus adaptatif	Adaptatif
Inefficace	Plus efficace	Efficace
De nombreuses erreurs	Moins d'erreurs	Reconnaissance des erreurs

FIGURE 5.3 – Descriptif théorique des différents niveaux de l'apprentissage moteur et des caractéristiques de la performance motrice associées, d'après Schmidt (1987).

Nous ne lancerons pas le débat de la pertinence de telle ou telle mesure, mais plutôt de la représentativité du caractère que nous voulons observer. Par exemple, si l'on veut comparer deux suites de points au niveau de leur similitude spatiale (ressemblance de forme), nous n'allons pas utiliser l'erreur moyenne quadratique car elle comporte implicitement une composante temporelle (calcul de l'erreur point à point). Pourtant cette mesure est souvent usitée dans la littérature [Gentaz *et al.*, 2010]. Dans le cadre de l'écriture par exemple, si l'on veut comparer deux traces sur leurs caractéristiques visuelles, l'erreur moyenne quadratique sera influencée par la différence de rythme des deux tracés. Cette mesure ne sera pas utilisée pour inférer des caractéristiques purement spatiaux de nos trajectoires. Dans le cas de l'observation de caractères extérieurs aux boucles sensorimotrices, le problème de la qualité du signal acquis se pose moins (il s'agit de sondage, observations extérieures, etc.) mais le caractère subjectif et l'influence de facteurs psycho-sociaux est à prendre en compte (effet Pygmalion (appelé aussi effet Rosenthal) ou effet Hawthorne). Bien que la littérature prône l'utilisation de critères objectifs comme indicateur de performance, l'emploi de critères subjectifs nous semble important car ils nous donnent une indication de l'*utilisabilité* (*usability*) des solutions mises en place. Nous utiliserons donc la totalité de ces mesures dans les expériences de cette thèse, en essayant de conserver présentes le maximum des caractéristiques de performance (précision, consistance, fluidité, confiance de réalisation, certitude de réalisation, adaptabilité face à un changement, efficacité, quantité d'erreurs du geste). Cependant, certaines de ces caractéristiques ne sont pas facilement observables, comme par exemple la confiance de réalisation d'un geste. Néanmoins, trop nombreuses sont les recherches qui prennent uniquement une de ces caractéristiques comme représentative de la performance humaine. Prenons l'exemple de l'écriture : l'analyse seule de la vitesse moyenne, synonyme de *confidence* par rapport à la tâche, ne peut pas refléter la performance humaine en totalité. Il faut aussi analyser des critères tels que la fluidité, le temps de réalisation, la précision du geste produit, *etc.*

5.3 Evaluation de critères cinématiques et spatiaux : une comparaison entre des mesures subjectives et objectives.

De nombreux critères d'évaluation de performance peuvent être utilisés, comme nous l'avons vu dans le paragraphe précédent. Parmi ceux-ci, nous pouvons distinguer deux grandes classes : des critères subjectifs, issus d'un jugement, et des critères objectifs, accessibles à une analyse numérique informatisée. Quelle classe de critères devons nous adopter dans l'évaluation de la performance du geste manuel ? Afin de clarifier ce choix, nous avons mené pour le geste de l'écriture manuscrite une analyse comparative entre des critères subjectifs et des critères objectifs. Ce type de tâche nous permet d'accéder à deux niveaux du geste manuel d'écriture : le processus d'écriture et la production (trace) [Rosenblum *et al.*, 2003]. Ces deux niveaux comportent des informations différentes, respectivement la cinématique du geste et la précision du geste.

Les auteurs qui travaillent sur l'acquisition de l'écriture manuscrite se heurtent au problème de l'évaluation. *Un geste correctement réalisé correspond-t-il à une bonne cinématique ou à une bonne production ?* La création d'outils pour évaluer la qualité de l'écriture reste difficile malgré la présence de nombreuses évaluations standardisées et de nombreuses mesures, qui peuvent être classées selon leur prise en compte de paramètres qualitatifs ou quantitatifs. Historiquement, la production de l'écriture a d'abord été évaluée pour sa « qualité globale » ou sa « lisibilité » avant que les chercheurs ne mettent au point des évaluations plus analytiques en fonction de critères prédéterminés (hauteur, inclinaison, rectitude, etc.) [Guinet, 2010]. Mais, les mesures quantitatives sont parfois préférées sur les qualitatives, car il est plus facile à quantifier l'aisance, par exemple, que la lisibilité. En outre, le fait que l'écriture est un processus hautement dynamique, il nous permet d'accéder à la question de la qualité de réalisation du geste. Les progrès technologiques ont permis l'étude des relations entre précision spatiale et cinématique de l'écriture manuscrite. Dans la littérature, nous sommes confronté à une pléthore de mesures dédiées à l'analyse de certains aspects spécifiques du processus d'écriture (vitesse moyenne, temps de production, fluidité de mouvement,...) ou dédiées à des critères plus statiques et globaux (taux de reconnaissance, taille des lettres, nombre de traits,...). Toutefois, dans de nombreux cas, par exemple en présence de bruit, de troubles dans la production du geste ou lors de la détérioration des conditions de présentation, les experts donnent souvent leur préférence à des jugements subjectifs de la qualité. Par exemple, lorsque de la tâche de reconnaissance de caractères par une machine se heurte à des problèmes d'identification des lettres, l'opérateur humain reste capable de déchiffrer ces dernières. Nous nous proposons d'identifier les relations entre une évaluation objective numérique et une évaluation subjective de l'écriture à la fois du produit (la trace) et du processus d'écriture.

5.3.1 Méthode

Nous avons demandé à six participants (appelés juges francophones dans la suite du manuscrit), âgés en moyenne de 32.6 ans (±9.6), de noter la qualité (notée de 1 - faible qualité - à 10 - qualité optimale) de 250 productions de lettres arabe. Deux types de présentation des trajectoires ont étés mise en œuvre afin d'accéder à un jugement statique (précision de la trace) et à un jugement dynamique (cinématique du tracé). L'affichage statique, dans laquelle chacune des formes apparaissent simultanément sur un écran d'ordinateur a été utilisé pour évaluer la qualité des traces. La présentation dynamique, dans laquelle les lettres sont affichées au fur et à mesure sur un écran d'ordinateur, selon la cinématique de production du scripteur, a été utilisée pour évaluer le processus de l'écriture (cinématique). Les lettres étaient présentés aléatoirement par bloc de 50 lettres pour un jugement statique ou dynamique, afin d'éviter un effet de fatigue. L'ordre de ces blocs à été contre balancé selon un plan carré latin. Au total, les participants ont jugé deux fois chacune des 250 lettres (un jugement statique et un jugement dynamique). Nous avons obtenu deux notes subjectives pour chaque trace : un score basé sur le produit de l'écriture manuscrite,

étroitement lié à la forme ou des critères spatiaux, et un score de production, étroitement lié aux critères cinématiques.

Pour chacune des 250 trajectoires, nous avons calculé un certain nombres de mesures objectives, présentes dans la littérature. Les mesures quantitatives spatiales considérées sont la **distance totale de la trace** et un **score de ressemblance** entre la « trajectoire expérimentale » et la « trajectoire modèle théorique ». Ce score (Dynamic Time Warping - DTW) est obtenu par l'utilisation d'un algorithme de programmation dynamique et permet d'accéder à un critère de ressemblance de forme [Niels, 2004; Brina *et al.*, 2008]. Les mesures quantitatives cinématiques considérées sont : **la durée du mouvement**, **la vitesse moyenne** ainsi que le **nombre de pics de vitesse**. Ces différents critères objectifs de mesures seront décrits en détail plus loin dans le manuscrit (*cf.* § 6.3.3). Leur calcul est réalisé par un script Scilab, à partir de l'acquisition des positions par un dispositif haptique à 1000 Hz (voir le § 6.3.1 pour une description complète du dispositif utilisé).

5.3.2 Résultats

Une analyse statistique de corrélation des scores (statiques et dynamiques) des juges a été réalisée (*cf.* tableau 5.1) avec le logiciel SPSS. Un test de fiabilité (calcul du coefficient alpha de Cronbach) nous informe de l'homogénéité des scores des juges ($a =, 861$).

		Juge 1		Juge 2		Juge 3		Juge 4		Juge 5		Juge 6	
		Statique	Dynamique	Statique	Dynamique	Statique	Dynamique	Statique	Dynamique	Statique	Dynamique	Statique	Dynamique
Juge 1	Statique	1	,353(**)	,311(**)	,458(**)	,471(**)	,439(**)	, 493(**)	,083	,450(**)	,239(**)	,608(**)	,478(**)
	Dynamique	,353(**)	1	,274(**)	,498(**)	,354(**)	,556(**)	, 225(**)	,230(**)	,385(**)	,389(**)	,301(**)	,277(**)
Juge 2	Statique	,311(**)	,274(**)	1	,540(**)	,399(**)	,459(**)	, 344(**)	,036	,450(**)	,421(**)	,395(**)	,475(**)
	Dynamique	,458(**)	,498(**)	,540(**)	1	,518(**)	,680(**)	, 405(**)	,140(*)	,639(**)	,583(**)	,430(**)	,516(**)
Juge 3	Statique	,471(**)	,354(**)	,399(**)	,518(**)	1	,605(**)	, 380(**)	,190(**)	,537(**)	,419(**)	,450(**)	,453(**)
	Dynamique	,439(**)	,556(**)	,459(**)	,680(**)	,605(**)	1	, 389(**)	,231(**)	,567(**)	,502(**)	,468(**)	,421(**)
Juge 4	Statique	,493(**)	,225(**)	,344(**)	,405(**)	,380(**)	,389(**)	1	,400(**)	,339(**)	,269(**)	,632(**)	,550(**)
	Dynamique	,083	,230(**)	,036	,140(*)	,190(**)	,231(**)	, 400(**)	1	,017	,201(**)	,357(**)	,304(**)
Juge 5	Statique	,450(**)	,385(**)	,450(**)	,639(**)	,537(**)	,567(**)	,339(**)	,017	1	,528(**)	,390(**)	,457(**)
	Dynamique	,239(**)	,389(**)	,421(**)	,583(**)	,419(**)	,502(**)	,269(**)	,201(**)	,528(**)	1	,311(**)	,419(**)
Juge 6	Statique	,608(**)	,301(**)	,395(**)	,430(**)	,450(**)	,468(**)	,632(**)	,357(**)	,390(**)	,311(**)	1	,602(**)
	Dynamique	,478(**)	,277(**)	,475(**)	,516(**)	,453(**)	,421(**)	,550(**)	,304(**)	,457(**)	,419(**)	,602(**)	1

TABLE 5.1 – Coefficients de corrélation de Pearson des scores de jugement statique et dynamiques des juges. ** La corrélation est significative au niveau 0.01 (test bilatéral).

Etant donné la forte corrélation des scores statiques et linéaires des juges, nous effectuerons nos analyses suivante en utilisant la moyenne des scores statiques (*moystat*) et la moyenne des scores dynamiques (*moydyn*) des 6 juges.

Pour analyser les différentes corrélations entre les critères objectifs, nous avons réalisé plusieurs modèles de régressions linéaires. Cette analyse estime les coefficients de l'équation linéaire, impliquant une ou plusieurs variables indépendantes, qui estiment le mieux la valeur de la variable dépendante. En d'autre termes, nous obtenons à l'issue de cette analyse les coefficients de régression entre plusieurs variables (ou la manière dont celles-ci sont liées). Ces modèles de régressions linéaires sont réalisés « pas-à-pas ». A chaque pas, les variables indépendantes non présentes dans l'équation, et qui ont la plus petite probabilité de F sont introduites, si cette probabilité est suffisamment petite (niveau de tolérance par défaut de 0,0001). Les variables déjà présentes dans l'équation sont éliminées si leur probabilité de F devient suffisamment grande. Le processus s'arrête lorsqu'aucune variable ne peut plus être introduite ou éliminée. Le premier modèle de régression linéaire implique la variable dépendante *moystat* et les variables indépendantes suivantes : DTW, distance totale, durée totale, vitesse moyenne et nombre de pics de vitesse. Les résultats de ce modèle sont présentés dans le tableau 5.2 suivant.

Modèle	R	R-deux	R-deux ajusté	Erreur standard de l'estimation	Changement dans les statistiques					
					Modification de F signification	Variation de R-deux	Variation de F	ddl 1	ddl 2	Durbin-Watson
1	,351(a)	0,123	0,119	1,27573	0,123	30,85	1	219	0	
2	,373(b)	0,139	0,131	1,26736	0,015	3,905	1	218	0,049	1,574

TABLE 5.2 – Récapitulatif du modèle de régression linéaire pour la variable dépendante ***moystat***. (a) Modèle 1 - Valeurs prédites : DTW ; (b) Modèle 2 - Valeurs prédites : DTW, vitesse moyenne.

Le second modèle de régression linéaire implique la variable dépendante *moydyn* et les variables indépendantes suivantes : DTW, distance totale, durée totale, vitesse moyenne et nombre de pics de vitesse. Les résultats de ce modèle sont présentés dans le tableau 5.3 suivant.

Modèle	R	R-deux	R-deux ajusté	Erreur standard de l'estimation	Changement dans les statistiques					Durbin-Watson
					Modification de F signification	Variation de R-deux	Variation de F	ddl 1	ddl 2	
1	,246(a)	0,06	0,056	1,1691	0,06	14,099	1	219	0	
2	,372(b)	0,139	0,131	1,12198	0,078	19,781	1	218	0	
3	,402(c)	0,162	0,15	1,10938	0,023	5,981	1	217	0,015	
4	,421(d)	0,178	0,162	1,10145	0,016	4,137	1	216	0,043	1,616

TABLE 5.3 – Récapitulatif du modèle de régression linéaire pour la variable dépendante ***moydyn***.(a) Modèle 1 - Valeurs prédites : nombre de pics de vitesse.(b) Modèle 2 - Valeurs prédites : nombre de pics de vitesse, DTW.(c) Modèle 3 - Valeurs prédites : nombre de pics de vitesse, DTW, vitesse moyenne.(d) Modèle 4 - Valeurs prédites : nombre de pics de vitesse, DTW, vitesse moyenne, durée totale.

5.3.3 Discussion

Les analyses statistiques des coefficients de corrélation entre les juges mettent en avant un lien fort entre les critères de jugement statiques et dynamiques. Des scores élevés basés sur une présentation dynamique (et donc impliquant des caractéristiques cinématiques) correspondent à des scores élevés fondés sur la présentation statique (impliquant des caractéristiques liés à la précision du tracé).

La première analyse par modèles de régressions montre une corrélation significative entre le jugement subjectif statique (*moystat*), le DTW et la vitesse moyenne. Le second modèle montre une corrélation significative entre le jugement subjectif dynamique (*moydyn*), le nombre de pics de vitesse, le DTW, la vitesse moyenne et enfin la durée totale. Ces deux analyses posent un certain nombre de questions. En effet, des critères tels la vitesse moyenne, souvent utilisée dans la littérature pour des analyses cinématiques, se trouvent corrélés avec un jugement purement statique. Plusieurs hypothèses peuvent être émises : (1) soit les juges accèdent à une composante dynamique du tracé par l'analyse d'indices visuels présents dans la trace ; (2) soit le calcul de la vitesse moyenne (distance divisée par le temps) implique une composante dont les juges ont accès lors d'un jugement statique. Dans le cas de la première hypothèse, nous avons décrit dans la littérature (*cf.* § 1.4) un certain nombre de liens entre la perception et l'action. Ce résultat n'est pas sans rappeler les études de Saygin [Saygin *et al.*, 2004] sur l'activation de zones motrices lors de l'observation de mouvements humains, ou encore les théories de simulation motrice de Jeannerod [Jeannerod, 2009] ou les théories de Viviani [Viviani, 2002]. L'accès à des propriétés dynamiques pourraient avoir lieu par l'intermédiaire d'une représentation motrice de l'acte d'écriture. Dans le cas de la seconde hypothèse, l'accès à la composante temporelle n'étant pas possible par les juges, c'est donc la composante de distance qui influerait sur le lien entre la vitesse moyenne de tracé et le jugement statique. Concernant le DTW, nous observons à la fois une corrélation avec la moyenne statique et la moyenne dynamique des jugements. Il semblerait donc que cette mesure objective, généralement considérée comme une méthode d'analyse statique d'une production, prenne en compte un certain nombre de critère cinématiques de la trace à analyser. En effet, l'application de cet algorithme se heurte à des problématiques d'ordre de tracé des lettres. Ces problèmes calculatoires peuvent expliquer une certaine corrélation entre cet indice objectif, normalement classifié comme statique, avec des indices

dynamiques. Cet indice pourrait être utilisé comme indicateur global de la qualité d'une lettre, suggérant une double évaluation des caractéristiques spatiales et la cinématique de la production de l'écriture manuscrite. Enfin, nous observons de corrélations significatives entre les indices dynamiques objectifs et subjectif (*moydyn*, nombre de pics de vitesse, vitesse moyenne et durée totale du tracé. Ces corrélations justifient donc l'utilisation de ces critères objectifs pour évaluer les composantes dynamiques présentes dans l'analyse du geste manuel d'écriture.

5.4 Quelle situation analyser ?

Quelles sont les contraintes appliquées à la personne par l'environnement (espace réduit, temps minuté, *etc.*) ? Quelle est la similitude entre une situation spécifique utilisée pour la mesure de performance et l'environnement dans lequel la tâche se déroule généralement ? Ces questions qui se posent au sein du domaine de recherche sur la performance humaine, mais aussi au sein de la réalité virtuelle, domaine dans lequel nos expérimentations haptiques vont se dérouler. Ces notions sont souvent sous-jacentes à l'immersion et au degré de réalisme d'un système de réalité virtuelle. Afin de fournir une situation de mesure de performance fiable (minimisation des biais) à nos expériences haptiques, nous tendrons au maximum à nous rapprocher d'une situation dite « *écologique* » [Vicente and Rasmussen, 1992], c'est-à-dire la plus proche possible d'une tâche existante afin de fournir à la personne un environnent stationnaire et prédictif, et ainsi se rapprocher d'une tâche fermée. D'après les études de Higgins [Higgins and Spaeth, 1972], la variance intra individuelle lors de la réalisation de la tâche s'en trouve réduite au fil du temps et de l'expérience. D'autre part, le choix d'une tâche fermée limite l'influence des biais provenant de l'environnement. Prenons l'exemple d'un simulateur de conduite. Si le contrôle de direction est commandé par le clavier (touches A et Z par exemple), cela sera moins écologique qu'un contrôle à l'aide d'un joystick, qui sera lui-même moins écologique qu'un contrôle à l'aide d'un volant à retour d'effort. La performance de l'utilisateur (du moins s'il est habitué à conduire), sera croissante suivant le degré écologique du système.

5.5 Quelle méthodologie utiliser ?

Afin de déterminer la performance d'une personne à réaliser une tâche et l'influence d'un dispositif dans sa boucle perceptivo motrice, nous utiliserons la *méthode expérimentale* [Bernard *et al.*, 1890]. C'est une méthode qui consiste à travailler sur un système simplifié dans lequel on choisit de faire varier un seul ou peu de facteurs puis de mesurer leurs effets sur des variables prédéfinies (variation du système). Or, la réalisation d'une expérience de mesure de performance humaine est soumise à de nombreux *biais*, comme montré précédemment par les études d'Higgins avec la variance intra individuelle [Higgins and Spaeth, 1972]. Un *biais* peut être défini comme un facteur, une situation, un processus qui vont conduire à un résultat non conforme à la réalité, c'est-à-dire à un résultat biaisé. Lors de la mise en place de la méthode expérimentale, de nombreux biais peuvent être présents. Sacket en dénombre plus de 35 [Sackett, 1979]. Or, le problème posé par les résultats biaisés réside dans la difficulté de leur détection. Comme il est impossible de savoir, *a posteriori*, si un résultat est biaisé ou pas, des « astuces » ont été inventées pour rendre les biais inopérants. Ce sont les principes méthodologiques, qui, s'ils sont correctement suivis empêchent la survenue des biais. On dit qu'il y a « contrôle des biais » dans le sens où l'on empêche leur survenue. Le but de la méthodologie est donc de construire des expériences qui ne sont pas exposées au risque de biais. Tous les plans d'expériences ne permettent cependant pas de garantir de la même manière l'absence de biais. Par exemple, un questionnaire lancé sur deux populations lambda ne contrôle pas le biais de sélection et ne garantit pas que les deux groupes soient strictement comparables. Le biais de sélection existe avec l'introduction de groupes dissemblables. Un des plans les

plus simples consiste à utiliser deux groupes aléatoires. Un groupe recevra l'influence du facteur que l'on cherche à déterminer, l'autre sera le *groupe contrôle*. On parlera de *plan inter-groupes* (ou plan à bras parallèles) car on mesure une différence entre les deux groupes. Ce type de plan d'expérience nécessite néanmoins deux groupes homogènes, ce qui n'est pas toujours simple à obtenir, surtout avec une variabilité inter individuelle forte. En cas de groupes non homogènes, on se retrouvera dans un cas de biais de sélection, comme illustré par la figure 5.4.

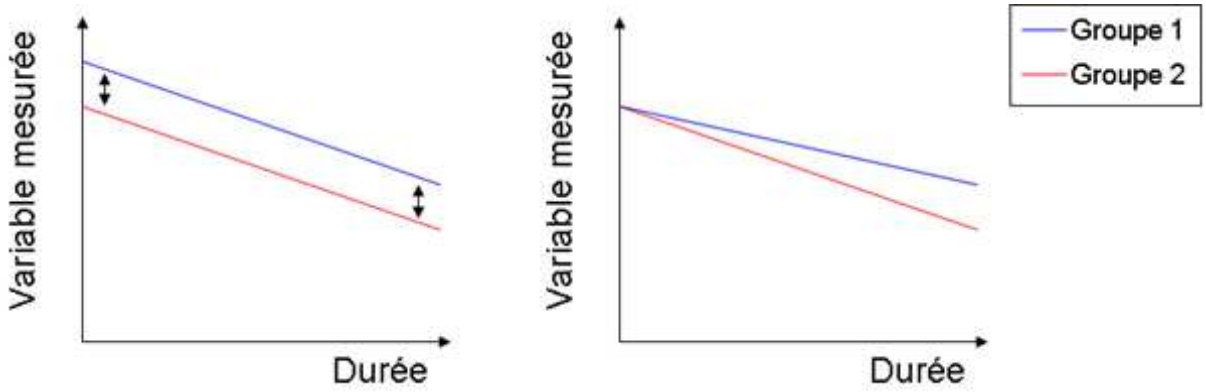


FIGURE 5.4 – Illustration du biais de sélection. Si les deux groupes n'ont pas initialement la même moyenne, la différence observée suite à l'influence d'un facteur peut être simplement la répercussion de la différence initiale, et ne pas être due à l'effet du facteur. Pour pouvoir expliquer la différence finale par l'effet du facteur, il est nécessaire qu'il n'y ait pas de différence initiale entre les deux groupes. C'est-à-dire que les deux groupes ne soient pas significativement différents en début de l'expérience.

On pourra préférer un plan d'expérience *intra-groupe* (essai croisé ou *cross over*), permettant à chaque participant d'être son propre contrôle. La variance intra individuelle est souvent largement plus petite que la variance inter-groupes (et se réduit avec l'augmentation de la performance [Higgins and Spaeth, 1972]). Ce dernier plan nécessite beaucoup moins de participants mais un temps d'expérimentation plus long pour les sujets. La figure 5.5 illustre les différences de ces plans d'expériences pour une expérimentation de type pré test/post test dans laquelle on veut évaluer l'effet d'un apprentissage ou d'une condition. D'autres plans d'expériences existent mais nous nous limitons à la présentation de ces deux plans principaux, utilisés dans la suite du manuscrit.

5.6 Résumé et conclusions des contributions

La mesure de performance relative à l'exécution d'un geste manuel aborde les problématiques d'apprentissage moteur et d'évaluation de la performance humaine. Au cours de ce chapitre, nous avons déterminé un certain nombre de facteurs. Ils concernent principalement la personne, l'environnement et enfin la tâche. Pour chacun de ces facteurs, un certain nombre de précautions sont à prendre afin de ne pas biaiser une analyse par une interaction multiple ou l'interaction non voulue d'un facteur. À travers une analyse de la littérature, nous avons dessiné pour nos expériences le cadre environnemental comme obéissant au principe « écologique », c'est-à-dire se rapprochant le plus possible d'une tâche existante afin de fournir à la personne un environnent stationnaire et prédictif. De plus, nous avons exposé différentes méthodes d'analyses expérimentales et discuté les apports de chacune d'entre elles. Différents plans d'expériences (inter-groupes ou intra-groupe de type pré/post test) ont été choisis pour la suite de notre travail. Enfin, concernant la mesure de la performance humaine, les critères peuvent être classés en trois grandes catégories : 1) de certitude maximale de l'atteinte du but ; 2) de dépense d'énergie mi-

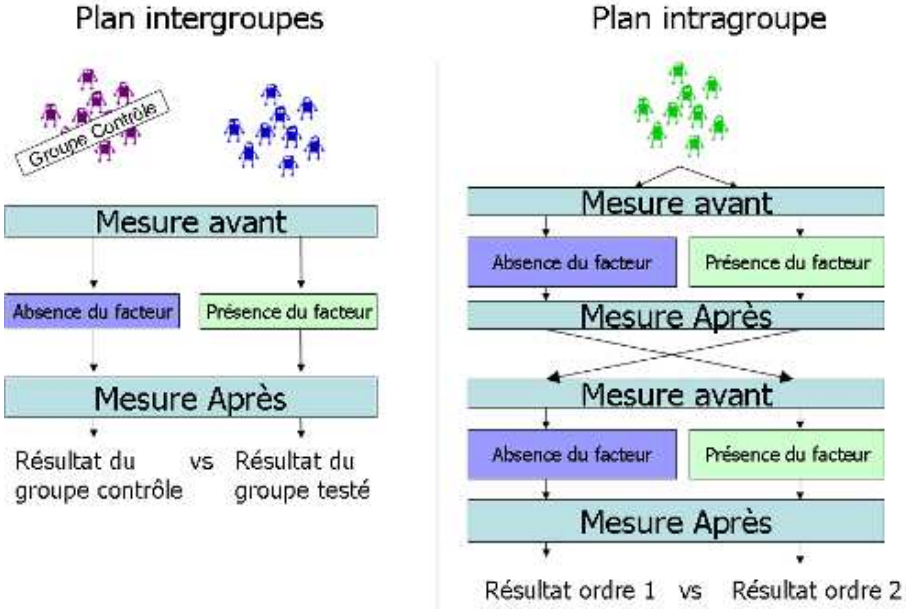


FIGURE 5.5 – Représentation schématique d'un plan à bras parallèles (gauche) et d'un plan croisé (à droite).

nimale ; et 3) de temps de réalisation minimal. Le choix des indices de mesures de performance, parmi une multitude de mesures, reste difficile. Au sein de certain domaines de recherches, tels que l'analyse du geste d'écriture, les chercheurs ont développé des évaluations standardisées, qui peuvent être classées selon qu'elles impliquent des mesures qualitatives ou quantitatives, et des échelles internationales, analytiques, de mesures de la trace écrite ou de mesure du processus d'écriture. Quels sont les critères significatifs ou notre analyse du geste manuel ? Nous avons proposé une étude d'analyse du geste d'écriture portant sur le calcul de mesures objectifs et jugements subjectifs par des juges. Deux méthodes de présentation des traces manuscrites numérisées d'adultes ont été proposées aux juges : une présentation statique (classique) et une présentation dynamique (le tracé s'affiche progressivement suivant la cinématique du tracé originel). Une corrélation de ces indices objectifs et subjectifs nous a fourni de nouvelles informations sur le lien entre les mesures objectives et les évaluations subjectives pour des critères spatiaux et dynamiques de l'analyse du geste d'écriture. Cette analyse nous a permis de modifier la classification de certains de nos critères objectifs par rapport aux jugements subjectifs. D'autre part, la capacité des juges d'extraire des caractéristiques dynamiques à partir d'une présentation statique d'une trace supporte avec ferveur la présence du lien entre perception et action (*cf.* § 1.4). Une extension de ce résultat aux mesures objectives peut déjà se rencontrer dans la littérature de la reconnaissance de caractères, où l'analyse de critères spatiaux et cinématiques montrent de meilleurs taux de reconnaissance que des analyses de forme seule. Notre analyse encourage donc l'usage conjoint d'indices spatiaux (de forme) et d'indices cinématiques, qui seront utilisés lors de nos analyses futures.

5.7 Références bibliographiques

[Bernard *et al.*, 1890] C. Bernard, JB. Dumas, and P. Bert. *La science expérimentale*. J.-B. Baillière et fils, 1890.

[Brina *et al.*, 2008] C. Di Brina, R. Niels, A. Overvelde, G. Levi, and W. Hulstijn. Dynamic time warping : A new method in the study of poor handwriting. *Human Movement Science*, 27(2) :242 – 255, 2008.

[Franks *et al.*, 1982] I. M. Franks, R. B. Wilberg, and G. J. Fishburne. Consistency and error in motor performance. *Human Movement Science*, 1(2) :109 – 123, 1982.

[Gentaz *et al.*, 2010] E. Gentaz, H. Faineteau, E. Gilet, J. Bluteau, R. Palluel-Germain, and J. Diard. L'estimation kinesthésique des distances : études comportementales et modélisation probabiliste. *L'Année Psychologique*, 2010. (sous presse).

[Gentile, 1987] A. M. Gentile. Skill acquisition : Action, movement, and neuromotor processes. *In J.H. Carr, R.B. Shepherd, J. Gordon, A.M. Gentile, & J.M. Held, Movement Science.*, 1987. Foundations for Physical Therapy in Rehabilitation.MD : Aspen Publishers.

[Guinet, 2010] S. Guinet, E. & Kandel. Ductus : A software package for the study of handwriting production. *Behavior Research Methods.*, 42 :326–332., 2010.

[Higgins and Spaeth, 1972] J.R. Higgins and R.K. Spaeth. The relationship between consistency of movement and environmental conditions. *Quest*, 17 :61–69., 1972.

[Jeannerod, 2009] M. Jeannerod. *Le cerveau volontaire*. Odile Jacob, October 2009. ISBN : 978-2-7381-2357-2.

[Niels, 2004] R. Niels. Dynamic Time Warping : An intuitive way of handwriting recognition ? Master's thesis, Radboud University Nijmegen, Faculty of Social Sciences, Department of Artificial Intelligence / Cognitive Science, nov dec 2004. http ://dtw.noviomagum.com.

[Rosenblum *et al.*, 2003] S. Rosenblum, P. L. Weiss, and S. Parush. Product and process evaluation of handwriting difficulties. *Educational Psychology Review*, 15(1) :41–81, March 2003.

[Sackett, 1979] D. L. Sackett. Bias in analytic research. *Journal of Chronic Diseases*, 32(1-2) :51 – 63, 1979.

[Schmidt and Wrisberg, 2000] R. A. Schmidt and C. A. Wrisberg. *Motor Learning and Performance*. Human Kinetics Publishers, January 2000.

[Vicente and Rasmussen, 1992] K.J. Vicente and J. Rasmussen. Ecological interface design : theoretical foundations. *IEEE Transactions on Systems, Man and Cybernetics*, 22(4) :589–606, Jul/Aug 1992.

[Viviani, 2002] P. Viviani. *Common Mechanisms in Perception and Action : Attention and Performance*, volume XIX, chapter Motor competence in the perception of dynamic events : a tutorial, pages 406–443. Oxford University Press, New York, NY, 2002.

Troisième partie

Contributions expérimentales

Chapitre 6

Suivi de trajectoires 2D : Guidage haptique pour l'apprentissage de l'écriture

Sommaire

6.1 Apprentissage de l'écriture : point de vue de la psychologie cognitive 92
6.2 Etat de l'art des simulateurs visuo-haptiques 93
6.2.1 Environnements Informatiques pour l'Apprentissage Humain (EIAH) . . 94
6.2.2 Apprentissage et entraînement visuo-haptique 94
6.2.3 Apprentissage et entraînement visuo-haptique de l'écriture 96
6.2.4 Résumé, conclusions et problématique 97
6.3 Contexte expérimental 97
6.3.1 Dispositif d'écriture haptique 98
6.3.2 Protocoles 103
6.3.3 Analyse 103
6.4 Expérience 1 - Influence de deux types de guidage haptique sur le suivi de trajectoires simples : les ellipses 105
6.4.1 Méthode 105
6.4.2 Résultats 108
6.4.3 Discussion préliminaire 109
6.5 Expérience 2 - Influence de deux types de guidages haptique sur le suivi de nouvelles trajectoires : les lettres arabes et japonaises 109
6.5.1 Méthode 110
6.5.2 Résultats 112
6.5.3 Discussion préliminaire 113
6.6 Expérience 3 - Influence de différents paramètres sur le guidage haptique en position 113
6.6.1 Méthodologie 113
6.6.2 Résultats 115
6.6.3 Discussion préliminaire 117
6.7 Discussion générale et conclusion 117
6.8 Références bibliographiques 119

La problématique abordée dans ce chapitre est la suivante : comment réaliser un guidage haptique et comment ce dernier influe t-il dans le cadre de trajectoire bidimensionnelles ? Seront ici relatées les influences d'un guidage haptique dans le cas particulier, bien connu en psychologie cognitive, de l'écriture manuscrite.

6.1 Apprentissage de l'écriture : point de vue de la psychologie cognitive

L'écriture est un acte particulier et complexe qui fait intervenir de multiples processus linguistiques, cognitifs, biophysiques ou encore moteurs. En tant qu'activité motrice, l'écriture met en jeu des articulations proximales, l'épaule et le coude (responsables des mouvements du bras et de l'avant-bras), et des articulations distales, le poignet et la main (responsables des mouvements de la main et des doigts). Ce système effecteur, aux multiples degrés de liberté, permet de produire des mouvements d'écriture séquentiels qui respectent de fortes contraintes spatiales liées à l'aspect normatif de l'écriture (produire des lettres de taille normale entre les lignes d'un cahier). Pendant l'activité d'écriture, les articulations proximales sont responsables des mouvements de grandes amplitudes, des translations gauche/droite, des retours à la ligne ou encore des sauts de lignes, c'est-à-dire de l'ensemble des mouvements assurant l'agencement spatial des formes graphiques ou « topocinèses ». Les articulations distales sont, quant à elles, responsables de la réalisation des composantes dites « morphocinétiques » de l'écriture, c'est-à-dire la forme ou encore l'ordre de production des lettres. Ces deux composantes relèveraient de modes de contrôle du mouvement différents [Zesiger, 1995]. Le contrôle des aspects topocinétiques de l'écriture s'effectuerait principalement de manière dite « rétroactive », car il se baserait sur des retours sensoriels essentiellement visuels et tactilo-kinesthésiques. En effet, lorsque l'on doit produire des lettres en l'absence de vision, leurs formes demeurent globalement invariantes alors que l'agencement spatial, comme la localisation du point sur le « i » ou de la barre du « t », est dégradé [Smyth and Silvers, 1987]. Le mode de contrôle des mouvements produisant les formes est qualifié de « proactif » et se baserait principalement sur des programmes moteurs stockés en mémoire ou modèles internes de production. Ceci implique qu'indépendamment de la présence d'informations sensorielles sur le mouvement, les programmes moteurs permettraient d'exécuter un geste de manière automatisée, garantissant ainsi une grande invariance des tracés. Dans ce cadre, l'apprentissage de l'écriture consisterait donc à assimiler à la fois un ensemble de lettres (morphogenèses) et de règles d'agencement des signes graphiques dans l'espace (topocinèses) (*cf.* § 4.3). L'écriture s'acquiert par un apprentissage systématique et formel donné dans la cinquième année de l'enfant, période à laquelle le système moteur est considéré comme suffisamment mature (coordination articulatoire, sensibilité kinesthésique, maintient du tonus musculaire...) [Weil and Amundson, 1994]. Or, cet apprentissage est long, et fait partie des fondamentaux. En effet, il est montré que lorsque le processus d'écriture est assimilé, la production de tâches plus complexes (production de texte, élaboration d'une idée et formulation écrite), en est facilitée. L'apprentissage de l'écriture débute donc dès la grande section de maternelle où des exercices sont proposés aux jeunes enfants comme repasser par-dessus une lettre tracée en pointillés ou copier des modèles de lettres. Pour atteindre son autonomie, l'enfant devra alors, dans un premier temps, construire des représentations visuelles des lettres qui pourront le guider dans sa production. Tout au début de l'apprentissage, c'est le mode de contrôle rétroactif qui domine le plus, jusqu'à l'apparition des premiers automatismes moteurs. En effet, l'enfant apprenti scripteur produit son mouvement grâce aux informations visuelles, proprioceptives et kinesthésiques issues du déplacement de sa main et de la pression exercée sur son stylo pendant le tracé. Par la suite, si l'enfant veut accéder à une écriture fluide et automatique, il doit élaborer, en plus des représentations visuelles des lettres, des représentations motrices spécifiques à chacune d'elles. Ces programmes moteurs pourront alors lui permettre de passer d'un mode de contrôle rétroactif à un mode de contrôle proactif du mouvement. Pour automatiser le geste d'écriture, les enseignants proposent, dès la moyenne section, des exercices de pré écriture qui consistent à tracer des boucles et des arcades (constituants de base des lettres) et des exercices de copie accompagnés ou non d'une démonstration visuelle et/ou verbale (renforcement multi sensoriel). Malgré tout, cette acquisition se fait lentement et pose de nombreuses difficultés aux jeunes enfants. Plusieurs années d'apprentissage sont nécessaires pour qu'ils parviennent à une certaine maîtrise de cette habileté et la graphie de certaines lettres reste difficile à acquérir jusqu'en troisième année d'école élémentaire.

D'autre part, concernant l'apprentissage d'écritures étrangères chez des scripteurs adultes, la situation peut être considérée comme similaire. Les adultes doivent produire le mouvement nécessaire à tracer la lettre en utilisant les informations visuelles, proprioceptives et kinesthésiques présentes lors du tracé. Et ce, malgré l'existence préalable de programmes moteurs provenant de l'écriture de leur langue propre. Il faut apprendre 1) à dessiner les lettres, par ordre de traits (suivant les différents alphabets), et à assimiler la forme, puis 2) à produire naturellement ces lettres, avec une dynamique propre à la lettre et au scripteur. On se rend compte que la connaissance de la lettre est donc composée d'une information spatiale (la forme), principalement guidée par la vision, et d'une information dynamique qui dépend à la fois de la lettre et de l'individu, guidée par les retours proprioceptifs et kinesthésiques du scripteur. La représentation dynamique du tracé obéit à différentes lois de production motrice (aussi formalisées sous le nom d'optimisation du contrôle moteur au § 1.3.1) (loi de puissance $\frac{2}{3}$, isochronie [Viviani and Terzuolo, 1982; Lacquaniti *et al.*, 1983] ; minimum jerk, minimisation de l'énergie [revue de Viviani et Flash [Viviani and Flash, 1995]]) mais aussi à la personnalisation du scripteur : le style. Cette représentation spatiale et dynamique de la lettre a fait l'objet d'élaboration de plusieurs modèles afin de déterminer la validité de ces différentes lois [Gilet, 2009].

L'apprentissage pour produire ce nouveau mouvement, ou trajectoire, est souvent associé à une démonstration visuelle seule [Schmidt and Lee, 1987]. Cependant, afin de ne pas négliger la composante dynamique du tracé, des entraînements favorisant à la fois l'établissement de représentations visuelles et motrices sont recommandés. Les avancées technologiques en matière de dispositif à retour d'effort nous permettent d'envisager des solutions pour l'apprentissage de ces habiletés motrices en fournissant des informations proprioceptives supplémentaires durant les phases d'apprentissage moteur. Ces dernières années ont vu fleurir tout un ensemble de simulateurs visant à offrir un retour visuo-haptique à la tâche d'écriture, utilisant le concept du guidage haptique (*cf.* chap 3).

6.2 Etat de l'art des simulateurs visuo-haptiques

Récemment, l'utilisation de dispositifs haptiques est apparue afin de proposer une aide alternative aux méthodes d'enseignement classiques de trajectoires (recopie, copies répétitives,...). Ces dispositifs à retour d'effort sont utilisés pour montrer et guider la production d'un geste - ou d'une trajectoire - et ainsi apporter des indices proprioceptifs lors de l'apprentissage d'un geste moteur (comme le ferait un instituteur en prenant la main de l'apprenant et le guidant sur la bonne trajectoire *cf.* figure 6.1) [Solis *et al.*, 2002].

FIGURE 6.1 – Enseignement traditionnel de l'écriture et apprentissage à l'aide d'un dispositif visuo-haptique. D'après Solis (2002).

6.2.1 Environnements Informatiques pour l'Apprentissage Humain (EIAH)

L'idée d'utiliser la technologie pour enseigner un apprentissage n'est pas nouvelle. Dès les années 60, le terme EAO (Enseignement Assisté par Ordinateur) commence à être utilisé. Il s'agissait d'un logiciel censé simuler un enseignant, qui devenait de fait « professeur silicium ». Au fil des années, les possibilités de la machine se sont multipliées (Intelligence artificielle, systèmes experts,...) et les EAO sont devenus EIAO (I signifie « Intelligent »). Ce système à base d'interactions tutorielles est très vite critiqué : « Ce courant de l'EIAO, axé sur les interactions tutorielles, porte à son paroxysme le principe d'individualisation de l'enseignement en séparant le matériel de cours et les stratégies d'enseignement, afin que les problèmes et les commentaires de remédiation puissent être gérés de manière différente pour chaque étudiant »[Baron and Bruillard, 1996]. Ce courant d'enseignement a peu à peu évolué dans les années 90 pour être connu de nos jours sous le terme d'environnement informatiques pour l'apprentissage humain (EIAH). Ces « EIAH sont des environnements informatiques qui ont pour objectifs de favoriser ou susciter des apprentissages, de les accompagner et de les valider »[Wikipedia]. Outre le fait que cette définition s'applique parfaitement pour les simulateurs visuo-haptique, le domaine de recherche sur les EIAH est fondamentalement pluridisciplinaire, et partage de nombreux secteurs abordés dans cette thèse (secteurs de l'informatique, de la modélisation de connaissances, de la psychologie cognitive,...). La description des fonctionnalités des EIAH est bien plus large que la présentation que nous allons en faire au cours de ce chapitre. DeVries [De Vries, 2001] en liste toute une « panoplie » (8 fonctions pédagogiques), dont la plupart, telles que la captivité de l'attention et de la motivation de l'élève par exemple, ne seront pas abordées dans cette thèse. D'autre part, les simulateurs haptiques que nous allons présenter sont généralement restés au stade préliminaire de recherche, sans visée véritable d'enseignement. Il nous a néanmoins semblé important de citer ces travaux et pistes de réflexions dans l'optique d'une « valorisation » future des résultats issus de la recherche.

6.2.2 Apprentissage et entraînement visuo-haptique

En 1998, Gillepsie *et al.* [Gillespie *et al.*, 1998] ont décrit l'idée d'un enseignant virtuel où la modalité haptique était présente. Leur hypothèse est que dans cet environnement virtuel, l'apprentissage est plus rapide et plus facile car plus spécifique. Cette hypothèse sera testée avec les trois paradigmes de guidage haptiques (*cf.* § 3.1) à travers une expérience où l'utilisateur devait mouvoir un pendule en lui impliquant une force. Des indications haptiques kinesthésiques (mouvement impliqués par un moteur) étaient présentes pour guider et aider l'apprenant. Leurs résultats (mesure du temps de réalisation) se sont montrés sans conclusion sur leur hypothèse d'efficacité de l'enseignant virtuel. Une première étude, proposée par Feygin quatre ans plus tard [Feygin *et al.*, 2002] valide les hypothèses de Gillepsie. Feygin demande à 36 participants d'apprendre à reproduire une trajectoire complexe en 3D dans l'espace. Les sujets étaient testés (15 essais) avant un entraînement dans différentes conditions : « démonstration visuelle seule (V) », « démonstration haptique sans vision (H) » et « démonstration haptique avec vision (V+H) ». Lors de la démonstration visuelle, le sujet fait face au dispositif haptique sans le manipuler et regarde le mouvement à apprendre. Dans la démonstration haptique sans vision, la trajectoire est démontrée au participant par le dispositif haptique qu'il manipule, mais le sujet ne peut pas voir la trajectoire. Enfin, dans la condition de démonstration haptique avec vision, la trajectoire est montrée à la fois à travers le dispositif haptique mais aussi avec un retour visuel de la réalisation. Le type de guidage haptique était basé sur la position (contrôleur PD) et reproduit grâce au PHANToM 1.5. Les sujets devaient ensuite de nouveau réaliser leurs 15 essais. Les progrès entre la première phase (pré-test) et la dernière phase (post-test) permettent d'analyser les effets des conditions. Les résultats portant sur la précision du timing, la précision spatiale, la précision de la forme (obtenue par analyse elliptique fréquentielle de Fourrier) et la dérive des sujets, montrent un effet positif du guidage haptique pour l'apprentissage. Bien

que l'entraînement visuel montre de meilleures performances dans l'apprentissage de la forme de la trajectoire, les aspects temporels et dynamiques de la tâche sont mieux assimilés par le guidage haptique. Le même objectif est proposé par Liu *et al.* (2006) [Liu *et al.*, 2006], afin de comparer des conditions d'apprentissage en démonstration visuelle (V) *versus* démonstration haptique+visuelle(V+H) dans un but de réhabilitation motrice. Les conditions de démonstrations sont similaires à l'expérience proposée par Feygin. La tâche consistait à reproduire une trajectoire 3D complexe, située sur la surface d'une sphère. Le dispositif utilisé dans ces études était le PHANToM 3.0 [SensAble Technologies, 1993]. A travers une expérimentation impliquant 20 adultes, avec un protocole intra-groupe (*cf.* § 5.5) de type pré test / entraînement / post test, les résultats (pour des mesures d'erreur de distance par rapport à la trajectoire de référence) restent mitigés, avec une quasi équivalence de la démonstration visuelle et de la démonstration haptique+visuelle. Ces résultats peuvent être discutés, notamment sur la simplicité relative de la trajectoire.

S'approchant plus du geste moteur distal morphocinétique qui nous intéresse dans ce chapitre (l'écriture), des gestes similaires ont été proposés par Gregory *et al.* [Gregory *et al.*, 2000]. Toujours en utilisant le PHANToM 1.5, les auteurs ont mis en place le cadre de travail permettant de simuler différent type de pinceaux ou stylo. Les retours haptiques étaient basés sur les contours des formes qu'il fallait peindre ou sur le papier sur lequel on pouvait tracer les caractères. Il n'y avait pas de guidage haptique asservi sur une trajectoire prédéterminée et les espaces de visualisation et d'écriture haptique étaient séparés. Bien qu'aucune étude expérimentale n'ait été proposée, ce travail a démontré la faisabilité technique de la simulation du geste d'écriture avec ce type de dispositifs.

Très tôt, Yokokohji *et al.* [Yokokohji *et al.*, 1996] ont mis l'accent sur l'importance de la co-localisation de l'espace de visualisation et de l'espace de manipulation. Ils proposent le concept de WYSIWYF (*What You See Is What You can Feel*), où les espaces de manipulation et de visualisation sont co-localisés. Cette superposition d'espaces est réalisée grâce à un processus de calibration. L'application de ce concept est démontrée à travers la réalisation d'une expérience consistant à manipuler un cube virtuel [Yokokohji *et al.*, 1996a]. Quatre types de guidages ont été proposés : Visuel + guidage haptique basé sur la force (Méthode 1), Visuel + guidage haptique basé sur la position (Méthode 2), une méthode hybride couplant la méthode 1 et méthode 2 (Méthode 3) ou encore un guidage haptique utilisant la force inverse (même intensité mais direction opposée) de la méthode hybride (Méthode 4). Bien que l'expérience n'a porté que sur 2 sujets, les méthodes 2 et 3 semblent donner les meilleurs résultats. Les méthodes 1 et 4 semblent montrer des retours sensoriels perturbant l'utilisateur. Les auteurs discutent aussi la simplicité de la tâche qu'ils ont proposé et le fait qu'ils n'ont pas réussi à trouver la bonne dose de force à envoyer à l'utilisateur. Néanmoins, le concept du WYSIWYF est resté dans la littérature et son importance est notamment démontrée par Swapp [Swapp *et al.*, 2006] ou Congedo [Congedo and Lécuyer, 2006], qui montrent clairement que les performances de l'utilisateur sont largement meilleures dans le cadre d'une colocalisation haptique et visuelle (comparée à une colocalisation sans haptique - manipulation sans retour d'effort - une déportation du retour haptique ou une déportation de l'espace de manipulation). La colocalisation est donc un facteur significatif améliorant la performance de l'interaction pour des tâches sensorimotrices dans un environnement 3D. Ce concept du WYSIWYF à aussi été mis en application dans des tâches très similaires à l'écriture : l'apprentissage de la géométrie [Gouy-Pailler *et al.*, 2007]. Les résultats montrent que chez des enfants handicapés visuels (5 enfants souffrant d'amblyopie, 1 enfant aveugle de naissance et 5 enfants devenus aveugles), le fait d'avoir un guidage haptique basé sur la position, pouvait supplanter le déficit visuel sur des tâches de reconnaissance de figures. La colocalisation permet à l'enfant de dessiner véritablement les figures sur une ardoise et de les explorer ultérieurement.

En première conclusion de ces études, nous pouvons retenir un certain nombre de remarques intéressantes :

- Le guidage haptique semble être efficace pour l'apprentissage de compétences motrices fines mais la modalité visuelle est grandement impliquée dans ce transfert d'information. Les indices relatifs à la

forme et la précision sont principalement guidés par la vision, tandis que les indices dynamiques (rythme, vitesse) sont guidés par les retours haptiques ;
- Le guidage haptique ne semble pas apporter de plus-value significative pour des tâches trop simples ;
- Les guidages haptiques basés sur la position ou basés sur la force donnent des résultats très différents selon les tâches ;
- L'importance de la colocalisation des espaces de visualisation et de manipulation est maintenant attestée.

6.2.3 Apprentissage et entraînement visuo-haptique de l'écriture

Des recherches ont été réalisées sur l'enseignement de l'écriture avec des retours sensoriels de type haptique. Les premières dans ce domaine d'application spécifique ont été menées par Hemni *et al.* en 1998 [Henmi and Yoshikawa, 1998]. Les auteurs ont proposé l'utilisation de deux bras robotisés à 3 articulations pour la réalisation d'une tâche d'apprentissage de la calligraphie japonaise (Kanji). Les auteurs ont utilisés deux systèmes à 3 degrés de liberté (ddl) afin d'obtenir un système à 6 ddl, permettant de gérer les orientations du stylo (ou pinceau) de calligraphie. Ces auteurs ont testé deux types de guidages haptiques (basé sur la position et basé sur la force) de type « *Record-and-playback* » à partir des données collectés sur un expert. Les résultats montrent une tendance d'acquisition des compétences avec les deux modes de guidage mais restent prudents quant à l'apport de chacun de ces guidages. Teo *et al.* [Teo *et al.*, 2002] abordent la tâche d'apprentissage de kanji chinois avec le dispositif Delta Omega [ForceDimension, 2001]. Six sujets sont testés avec un guidage haptique fondés sur la position et des mesures sur des critères de précision spatiale et sur des indices cinématiques. Les auteurs montrent une amélioration des performances des participants pour les conditions d'entraînement haptique. Solis *et al.* [Solis *et al.*, 2002] présentent la reproduction de Kanji japonais sur un dispositif Réactive Robots. Un système de reconnaissance est utilisé pour analyser les mouvements afin de « comprendre » le geste réalisé et proposer le retour d'effort adéquat, basé sur la position théorique du kanji à tracer. Cependant, ce papier se concentre principalement sur la partie liée à la reconnaissance des caractères. Eid *et al.* [Eid *et al.*, 2007] utilisent un PHANToM Omni [SensAble Technologies, 1993] pour l'apprentissage de Kanji japonais. Le guidage est basé sur la forme des trajectoires à réaliser. Six participants, sans connaissance préalable de cette langue, sont testés sur des critères de précision spatiale. Les résultats obtenus montrent l'utilisation potentielle des dispositifs haptiques pour l'apprentissage de l'écriture japonaise mais ces derniers restent succincts. Le manque de colocalisation des espaces de visualisation et de réalisation peut être mis en cause. Bayart *et al.* [Bayart *et al.*, 2005] proposent une tâche d'apprentissage de Kanji japonais et de navigation dans un labyrinthe 3D. Le dispositif utilisé est le PHANToM Omni. Différentes stratégies de guidage haptiques sont proposées, partant d'un guidage très contraint jusqu'à un guidage haptique plus lâche. Ces guidages sont basés sur la position de la trajectoire à apprendre, réalisée par un expert (« Record-and-progressive-replay »). Les résultats suggèrent une utilisation utile pour des trajectoires complexes et cette utilité est montrée pour la tâche du labyrinthe 3D.

Hennion *et al.* [Hennion *et al.*, 2005] s'attachent à la réalisation d'un système d'apprentissage de l'écriture colocalisé, utilisant un PHANToM 1.5. Des lettres cursives sont proposées et permettent un contrôle en position basé sur les « points de contrôles » de ces lettres. L'expérimentation du système a été réalisée par Palluel-Germain *et al.* [Palluel-Germain *et al.*, 2007] sur 42 enfants de 7 ans. Le choix des enfants se justifie par le fait que cette population n'a pas encore atteint le niveau d'expert dans l'écriture. La fluidité de leur écriture est analysée à travers des paramètres cinématiques (vitesse moyenne, pics de vitesse, nombre de pauses dans la production). Un protocole pré/post test a été mis en place sur deux groupes d'enfants (guidage visuo-haptique *versus* tâche contrôle). Les résultats montrent une amélioration de la fluidité d'écriture dans le groupe ayant eu l'entraînement visuo-haptique. Enfin, Srimathveeravalli *et al.* [Srimathveeravalli and Thenkurussi, 2005; Srimathveeravalli *et al.*, 2006;

Srimathveeravalli *et al.*, 2007] proposent une série d'expériences utilisant une configuration WYSIWYF avec un PHANToM desktop. Plusieurs trajectoires sont proposées (lettre indienne Tamil, lettres majuscules, trajectoires simples) et plusieurs paradigmes de retour haptiques sont impliqués (guidage basé sur la position ou guidage basé sur les informations de force). Les auteurs supposent que si la nature des forces générées par l'enseignant expert et l'élève sont les mêmes, alors leurs trajectoires seront similaires. La série d'études mesure d'abord la différence entre un guidage basé sur la position et un guidage basé sur les informations de forces (2005). Puis, les auteurs démontrent expérimentalement qu'une information de force (appelée « Haptic attributes ») est cohérente pour l'apprentissage d'une trajectoire, et qu'elle est unique pour une forme et pour un scripteur (2006). Enfin, ils analysent l'influence de la difficulté des trajectoires en fonction des types de guidages utilisés. Les résultats montrent qu'un guidage basé sur la force apporte de meilleurs résultats au niveau de la performance de l'utilisateur (critères de ressemblance de forme, d'adéquation à des profils de forces) par rapport au guidage basé sur la position ou au guidage visuel seul dans un système colocalisé, chez des adultes novices. Le guidage semble d'autant plus efficace que la difficulté de la trajectoire augmente.

6.2.4 Résumé, conclusions et problématique

Au cours de cet état de l'art sur les dispositifs visuo-haptiques, nous avons présenté les travaux de certains auteurs, dont les caractéristiques sont résumées dans l'annexe B pour une vision plus globale. Ces résultats, bien qu'épars, nous permettent de tirer certaines remarques et conclusions. Tout d'abord, la nature des systèmes mis en œuvre est très variée. Les auteurs utilisent des dispositifs spécifiques ou adaptent des dispositifs du commerce n'ayant pas forcement l'adéquation parfaite avec la tâche. Cette inadéquation est mentionnée par certaines études [Gregory *et al.*, 2000] : « *We conjecture that this is mostly due to the bad ergonomics design of our haptic table setup* ». L'aspect de colocalisation, pourtant souligné par certaines études [Swapp *et al.*, 2006; Congedo and Lécuyer, 2006], n'est que très rarement mis en œuvre du fait de la difficulté technique. Les critères utilisés pour représenter la performance humaine sont très variés d'une étude à l'autre. Ils peuvent néanmoins être répartis en critères de forme (précision spatiale, ressemblance de formes) et critères dynamiques (vitesse moyenne, fluidité, timing...). Enfin, différents types de guidages basés sur des informations différentes sont présents. Les gains proposés par les auteurs sont souvent fixés (sauf pour [Bayart *et al.*, 2005] qui les fait varier) et la « quantité » de guidage est parfois difficile à estimer. Ces différences majeures rendent délicate l'interprétation de l'influence des dispositifs haptiques sur le geste de l'écriture.

6.3 Contexte expérimental

L'état de l'art de la psychologie, de la réalité virtuelle et des dernières avancées technologiques, nous a permis de noter un attrait grandissant pour l'utilisation de dispositifs haptiques. Cependant, malgré les nombreuses implémentations possibles, les bénéfices ne sont pas garantis et de nombreuses questions restent posées. Quels sont les apports et bénéfices de ces simulateurs visuo-haptique ? Comment influe la part technologique (adéquation technologique du matériel) sur la réalisation de la tâche ? Comment influent les paramètres du guidage haptique ? Le type d'informations utilisées pour le guidage est-il important ? La difficulté de la trajectoire influe t-elle dans l'apport du dispositif ?

Dans le cas de l'apprentissage de l'écriture, notre objectif n'est pas seulement d'améliorer la qualité graphique d'un tracé entraîné, mais d'ajouter une information haptique congruente, dans le but d'influencer l'apprentissage et ainsi d'améliorer la performance dans cette activité. Pour atteindre cet objectif, il nous a fallu répondre à la question d'adéquation du dispositif à la réalisation de la tâche, et évaluer les apports de dispositifs haptiques. Une série de défis, tant technologiques qu'ergonomiques ou scientifiques,

ont dû être surmontés afin d'obtenir un système permettant un guidage haptique et un enregistrement fiable de mesures en temps réel. Son élaboration sera présentée dans le § 6.3.1. Afin d'évaluer l'influence des paramètres et les types d'informations de base du guidage et l'influence de la difficulté de la trajectoire, nous avons proposé une série d'expériences. Nous commencerons par analyser l'influence des deux types de guidages haptiques présents dans la littérature sur des trajectoires simples et bien connues : des ellipses. Ce choix de trajectoire nous permettra de dégager un certain nombre de conclusions préliminaires, qu'il nous a paru bon de compléter par une analyse sur des trajectoires plus complexes, en mettant en avant le caractère novateur de ces trajectoires. Nous présenterons donc une expérience sur des trajectoires nouvelles pour les sujets : des lettres arabes et japonaises. Cette analyse nous apportera des informations complémentaires sur les véritables effets du type d'informations haptiques proposées aux sujets. Enfin, la dernière expérience, bien que préliminaire, nous aidera à mettre en exergue les différences existant au sein de chacun de ces types de guidages. Nous commencerons néanmoins dans cette partie, par présenter la configuration (§ 6.3.1), les différents protocoles (§ 6.3.2) et indices analysés (§ 6.3.3), communs à nos expériences.

6.3.1 Dispositif d'écriture haptique

Structure générale

Afin de proposer une situation « écologique »[Vicente and Rasmussen, 1992] au sujet (situation la plus naturelle possible qui ne demande pas de charge cognitive supérieure à la charge requise par la tâche et qui fournit un support approprié à la réalisation de cette tâche), nous avons choisi de simuler l'écriture manuscrite sur une feuille de papier dans une situation de réalité augmentée en s'inspirant des travaux de Yokokohji *et al.* [Yokokohji *et al.*, 1996]. Dans cette optique, un écran placé dans le plan horizontal remplace le papier, et le stylo est solidaire d'un dispositif haptique (figure 6.2).

FIGURE 6.2 – Situation "écologique" pour le simulateur d'écriture et concept utilisé pour le dispositif haptique. D'après Bluteau et al. (2008).

Dispositif haptique et modifications

Dans un souci mixte de coûts (accessibilité pour des écoles et les laboratoires de psychologie) et d'adéquation à la tâche, nous avons choisi d'utiliser le PHANToM Omni, de la société SensAble. Ce dispositif, disposant de six degrés de liberté et trois degrés d'action (aucun contrôle n'est possible sur l'inclinaison ou rotation du stylo), a néanmoins été modifié sur deux dimensions : l'extrémité de prise en main du stylo et sur le calcul de l'extrémité et du point d'application des forces. Concernant la prise en main, des expériences préliminaires ont révélé une variabilité trop importante entre les individus quant à la tenue du stylo, reflétant en partie l'inadéquation du dispositif (figure 6.3). De plus, les utilisateurs exprimaient majoritairement un inconfort d'utilisation notamment à cause du diamètre du stylo (Ø> 1 cm).

Figure 6.3 – Différentes prises en main du stylo du PHANToM Omni lors d'expériences préliminaires.

Une solution inspirée du paradigme « props »[Hinckley *et al.*, 1994], permettant de mêler réalité et réalité virtuelle, a donc été adoptée. Ainsi, l'utilisation d'un véritable corps de stylo lors de la prise en main a permis d'améliorer le réalisme de la simulation (figure 6.4). Une gêne reste cependant présente sur certains mouvements, où le doigt rentre en contact avec les bras qui maintiennent le stylo.

Figure 6.4 – Modification de la prise en main du stylo par le changement du corps du stylo. D'après Bluteau et al. (2008).

Concernant le calcul de l'extrémité du stylo et du point d'application des forces, bien que le dispositif, dans sa version commerciale, nous fournit la position et l'orientation du stylo, les informations réellement traitées sont celles liées à la position du point d'attache du stylo. Une translation de 2 cm sur les axes

de rotation nous a donc permis d'obtenir la position réelle de la pointe du stylo et le point d'application des forces a été modifié en conséquence. L'utilisateur perçoit alors des retours d'efforts similaires à ceux ressentis avec un véritable stylo. Afin de contrôler le dispositif haptique, nous avons utilisé la bibliothèque Chai3D [Conti *et al.*, 2005]. Cette bibliothèque permet de s'astreindre du dispositif final en proposant une programmation générique. Les différentes applications développées pour réaliser les expériences fonctionnent sur un ordinateur classique (Pentium 4, 3.2 Ghz, 2Go Ram, NVIDIA Quadro Fx, Windows XP).

Calibration visuo-haptique

Lors de la réalisation du dispositif, nous avons dû faire face à un enjeu classique de la réalité virtuelle : la colocalisation. Le dispositif haptique étant positionné sur l'écran, la concordance entre les espaces du dispositif haptique et celui de l'écran (application logicielle qui affiche la position du stylo et de la trace à l'écran) doit être réalisée grâce à une calibration par triangulation à chaque nouvelle utilisation du dispositif. Un exemple des perturbations engendrées en cas de calibration incorrecte est représenté dans la figure 6.5.

Figure 6.5 – Point de vue de l'utilisateur. (Gauche et droite) Exemples d'erreurs de calibrations impliquant une transformation mentale des espaces à la production d'un geste. (Centre) Calibration correcte permettant la réalisation d'un geste sans surcharge mentale.

La calibration de notre dispositif est décomposée en deux temps. Tout d'abord, la calibration entre le dispositif haptique et le monde réel (*cf.* figure 6.6). En d'autres termes, il faut que pour un déplacement de 5 cm dans le monde réel, le dispositif haptique nous renvoie effectivement un déplacement de 5 cm. Pour résoudre ce problème de calibration, nous disposons d'amers de calibration, dont la position dans le monde réel est connue. Dans notre cas, ces amers de calibration (A_1, A_2, A_3) sont les sommets d'une équerre en Plexiglas. Nous plaçons le dispositif haptique sur chacun de ces sommets. Les positions renvoyées par le dispositif haptique sont les positions (P_1, P_2, P_3). Sachant les positions que devrait renvoyer le dispositif haptique, il y a une transformation X permettant de passer des points P aux coordonnées « corrigées ». Nous obtenons donc un système de trois équations pour les 3 amers de calibration. Plusieurs choix de résolutions numériques sont possibles, en utilisant plus de points et des méthodes linéaires ou non linéaires de minimisation d'erreur. Nous avons choisi le cas simple d'une solution unique par résolution linéaire. Afin d'obtenir une solution unique à cette résolution, il nous faut une quatrième équation indépendante [Forsyth and Ponce, 2002, p. 39]. Pour définir une base non colinéaire, nous utilisons le produit vectoriel des deux vecteurs formés par les trois points de calibration, soit le vecteur $\vec{P_2P_4}$, correspondant au produit vectoriel des amers correspondants, soit le vecteur $\vec{A_2A_4}$. Nous obtenons ainsi une quatrième équation indépendante à notre système.

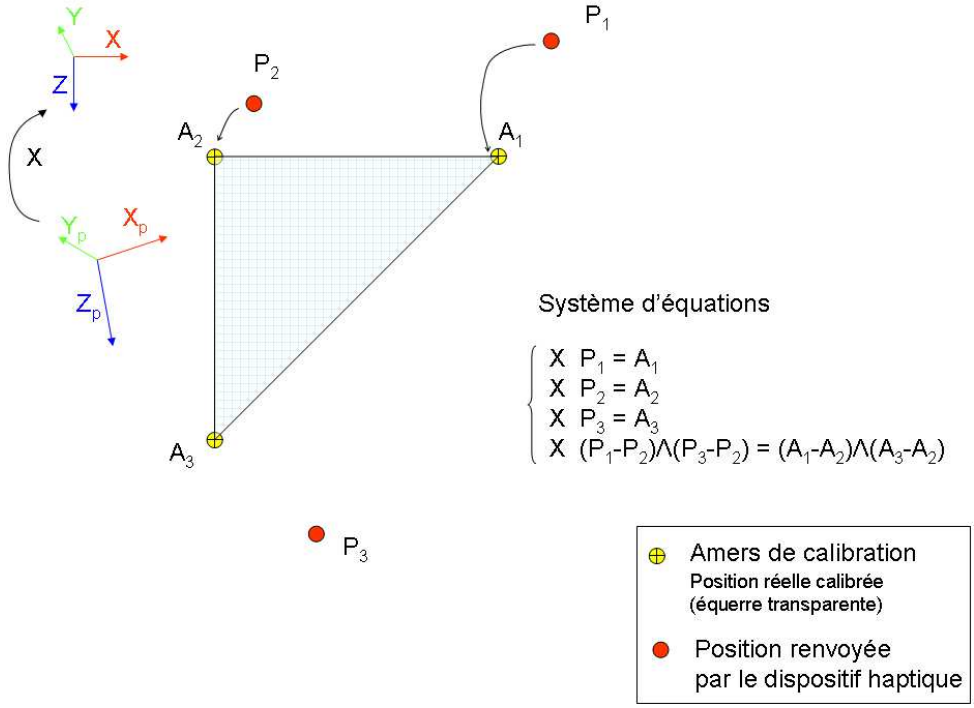


FIGURE 6.6 – Calibration entre le dispositif haptique et le monde réel.

Ce système d'équation peut être représenté matriciellement :

$XP = A$

Avec $X = \begin{vmatrix} x_{11} & x_{12} & x_{13} & x_{14} \\ x_{21} & x_{22} & x_{23} & x_{24} \\ x_{31} & x_{32} & x_{33} & x_{34} \\ x_{41} & x_{42} & x_{43} & x_{44} \end{vmatrix}$, $P = \begin{vmatrix} P_1x & P_1y & P_1z & 1.0 \\ P_2x & P_2y & P_2z & 1.0 \\ P_3x & P_3y & P_3z & 1.0 \\ P_4x & P_4y & P_4z & 1.0 \end{vmatrix}$ et $A = \begin{vmatrix} A_1x & A_1y & A_1z & 1.0 \\ A_2x & A_2y & A_2z & 1.0 \\ A_3x & A_3y & A_3z & 1.0 \\ A_4x & A_4y & A_4z & 1.0 \end{vmatrix}$

La résolution de cette équation matricielle fournit donc :

$X = AP^{-1}$

Cette résolution est possible si la matrice P est inversible. Dans le cas contraire, la calibration échoue.

La seconde étape de calibration concerne la correspondance entre le rendu visuel et le monde réel (*cf.* figure 6.7). Il faut qu'un affichage écran de 5 cm dans le monde virtuel, corresponde effectivement à 5 cm dans le monde réel. Nous utilisons dans ce cas précis une connaissance de l'environnement. L'écran est parallèle à notre repère dans le monde réel. La partie de la matrice de changement de repère visuel X_v correspondant à la rotation sera donc égale à l'identité. En plaçant le stylo virtuel sur chacun des amers de calibration (A_1, A_2, A_3), les positions associées renvoyées sont données par les points V_1, V_2, V_3. Il nous suffit alors de déterminer le facteur de translation et le facteur d'échelle associé pour complètement caractériser X_v . La transformation est obtenue par le vecteur $\vec{offset}$, entre le point V_2 et l'amer de calibration A_2. Le facteur d'échelle est donné par le système d'équations décrit dans la figure 6.7. Il correspond au rapport de longueurs réelles sur les longueurs visuelles données par le système, sur chacun des axes. Nous obtenons ainsi la matrice de changement de repère visuel par composition de ces différents éléments.

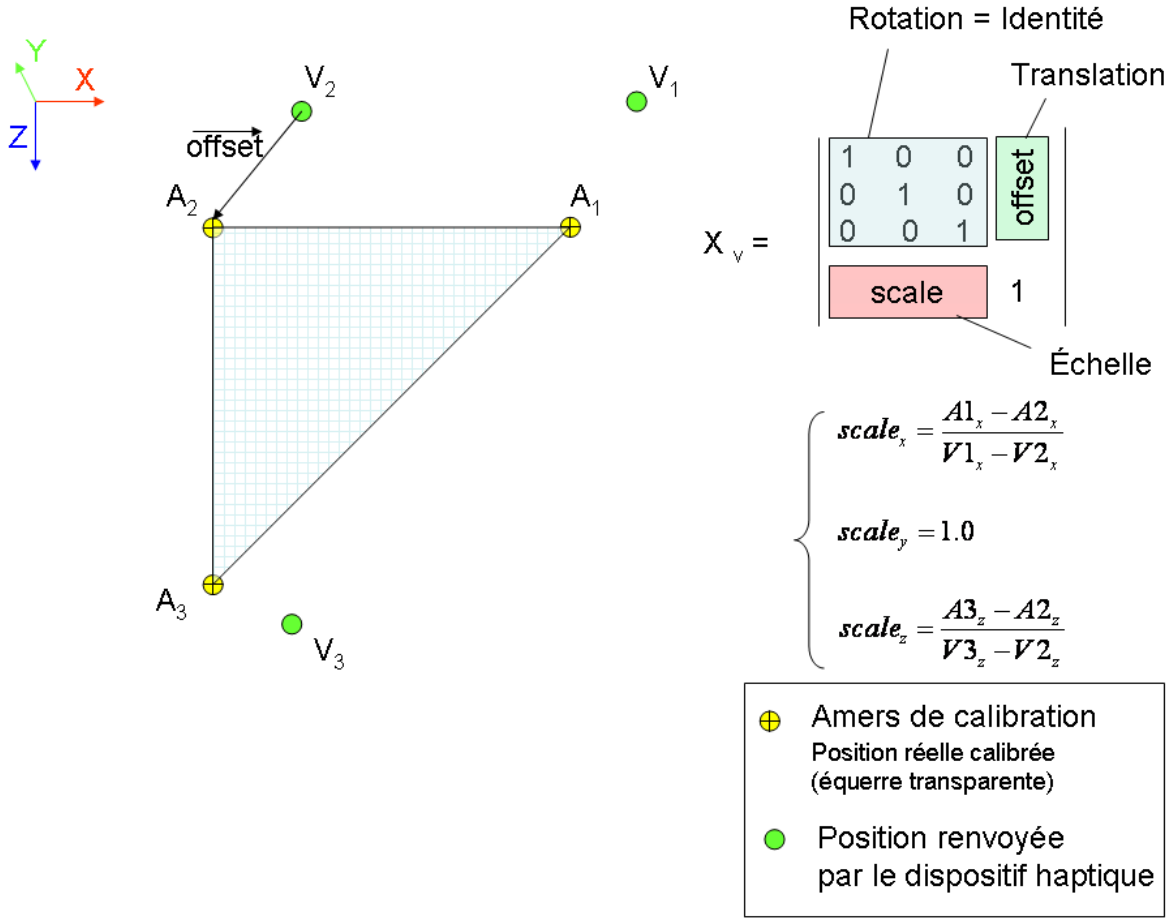


FIGURE 6.7 – Calibration entre le monde visuel et le monde réel.

Considérations ergonomiques

Enfin, concernant l'interface graphique, un logiciel orienté utilisateur a été élaboré, en imitant une feuille de papier avec lignes pour rendre la situation proche d'une situation scolaire. L'ensemble du travail a eu pour objectif d'améliorer l'ergonomie du dispositif de réalité augmentée. De plus, lors de nos expériences, nous avons laissé une courte phase de familiarisation au système afin d'éviter tout questionnement de la part de l'utilisateur sur le fonctionnement de ce dernier pendant l'expérience *per se*.

6.3.2 Protocoles

Le protocole adopté pour les expériences sur l'écriture est du type pré-test/post-test. Lors du pré-test, les performances de base d'un sujet sont évaluées. Ensuite, l'entraînement a lieu, puis les progrès sont mesurés par comparaison du post-test avec le pré-test. Les épreuves lors de phases pré-test et post-test sont identiques afin de pouvoir accorder les progrès au seul entraînement (condition) passé. Le choix du plan (*cf.* § 5.5) a été guidé par des contraintes expérimentales : temps de passation, taille de la population disponible. Lors de ces expériences, les deux principaux types de plans (inter-groupes et intra-groupe) ont été utilisés successivement. Lors des expériences préliminaires, un plan de type inter-groupe a été proposé car le temps disponible à la passation des sujets était fortement réduit. Cependant, le contrôle du biais de sélection n'a pas été satisfaisant. Nous présenterons néanmoins l'analyse de cette expérience. Afin de limiter la variabilité inter sujet, cause principale du biais de sélection, nous avons choisi un plan d'expérience intra-groupe dans une seconde phase d'expériences. Les détails des protocoles utilisés pour chacune des expériences seront présentés en début d'expérience.

6.3.3 Analyse

Afin d'évaluer les bénéfices de ces différentes méthodes, nous avons choisi de mesurer les performances avant et après les sessions d'apprentissage selon des critères de ressemblance de forme, mais aussi des critères de fluidité du tracé. Plus précisément, les indices mesurés étaient :
- **le nombre de pics de vitesse** : il est obtenu, après filtrage passe-bas des profils de vitesse (filtre Butter Worth d'ordre 6, Fc=50Hz), par énumération du nombre de passage à zéro de l'accélération ($\delta v = 0$). Ce critère permet d'obtenir un indicateur de la fluidité de l'écriture, c'est-à-dire du nombre d'accélérations et décélérations au cours du mouvement ;
- **la vitesse moyenne** : ce critère, relativement classique, est un indicateur de la fluidité de l'écriture adulte ;
- **la durée** : ce critère donne une indication sur la performance temporelle du tracé. Elle est liée à la vitesse moyenne.
- **la moyenne quadratique (Root Mean Square - RMS)** : ce critère permet d'obtenir un score comprenant les aspects de forme et de cinématique pour le tracé de la trajectoire. Il est calculé en prenant la racine carrée de la moyenne du carré des valeurs instantanées d'une grandeur [Kenney and Keeping, 1962].
- **la ressemblance de forme** : ce critère est obtenu par Dynamic Time Warping (DTW) [Mytkowicz *et al.*, 2006; Niels, 2004]. Cette méthode permet, a contrario de la moyenne quadratique (RMS), d'évaluer spécifiquement la qualité du tracé sans inclure de composante dynamique. Cet algorithme se calcule sur la base de la distance euclidienne entre la trace expérimentale et la trace de référence en chaque point. Une matrice de coûts d'alignement globaux est ainsi construite. Le chemin minimal à travers cette matrice (vallée de coûts minimaux) permet de déterminer un score de ressemblance des traces. Cet algorithme est appliqué pour chacun des deux axes (X et Y) de la feuille de papier représentée par l'écran (figure 6.8).

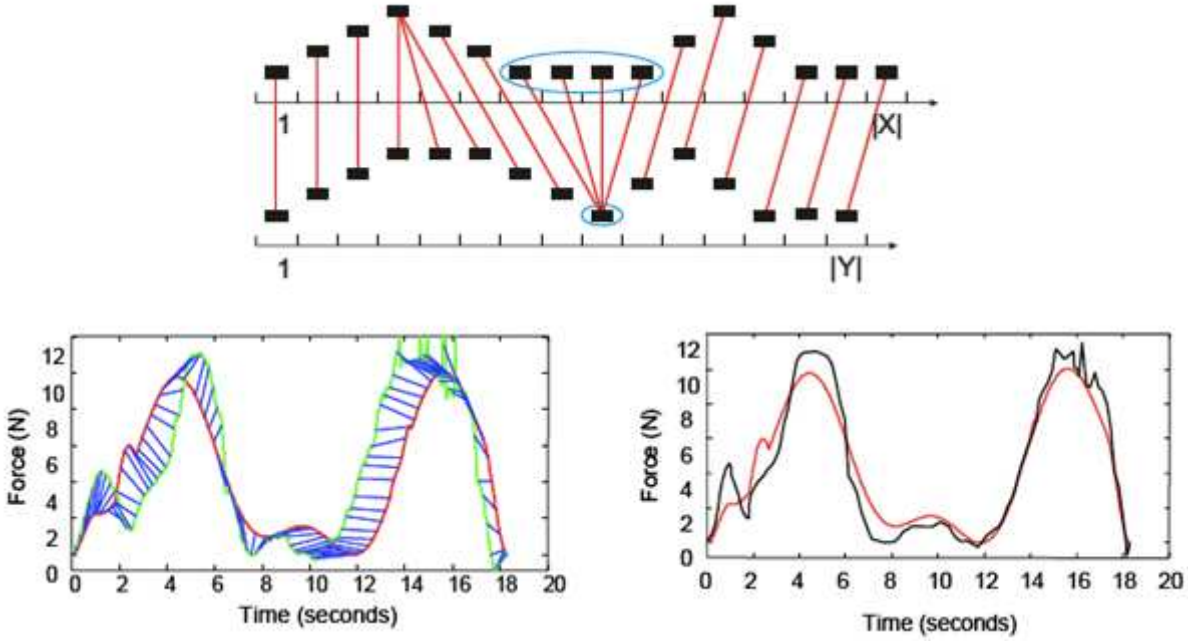


FIGURE 6.8 – (Haut) Principe de fonctionnement du Dynamic Time Warping (DTW). Chaque point échantillonné est aligné avec le point dont la distance est minimale. (Bas - gauche) Alignement d'une trajectoire théorique (rouge) et d'une trajectoire expérimentale (vert) par l'algorithme du DTW. (Bas - droite) Les deux courbes après l'application de l'algorithme. La composante temporelle est donc modifiée pour faire correspondre au mieux les deux courbes. D'après Niels (2004).

Pour chaque essai, nous avons enregistré à une fréquence de 1000 Hz, les positions et vitesses du dispositif haptique (X, Y et Z) et les données temporelles (en millisecondes). Chacun de ces fichiers a été ensuite traité par un script Scilab afin de vérifier la cohérence des données enregistrées et calculer les indices mentionnés ci-dessus.

6.4 Expérience 1 - Influence de deux types de guidage haptique sur le suivi de trajectoires simples : les ellipses

Au cours de cette expérience, nous allons analyser l'influence des deux types de guidages haptiques présents dans la littérature sur des trajectoires simples et bien connues : des ellipses. Notre hypothèse principale était de retrouver la supériorité du guidage haptique relatés dans la littérature, en addition à la modalité visuelle, et ce, quelque soit le type de guidage utilisé.

6.4.1 Méthode

Trajectoires

Dans cette première expérience, nous voulons déterminer l'effet des deux types de guidages principalement présents dans la littérature : le guidage à base d'informations de positions, et le guidage à base d'informations de forces. Afin de déterminer cette influence, nous avons choisi un type de trajectoire bien connu et relativement bien documenté dans l'état de l'art : les ellipses. Il est en effet assez facile d'en contrôler chacun des paramètres (taille, nombre de points, profils de vitesse). Afin d'obtenir un modèle d'ellipses respectant les lois de production du mouvement, nous avons généré une série de trajectoires elliptiques à partir de la loi de production d'écriture appelée « loi de puissance deux tiers »[Lacquaniti *et al.*, 1983; Viviani and Terzuolo, 1982]. Ces recherches ont permis de découvrir une particularité motrice spécifique concernant la cinématique du mouvement. Lacquaniti *et al.* (1983) ont analysé les mouvements des tracés de figures géométriques telles que des cercles et des ellipses et ont observé que la vitesse du geste était fonction du rayon de courbure de la trace écrite. En d'autres termes, lorsque nous dessinons une ellipse ou une lettre, nous accélérons dans les parties plates et nous décélérons dans les courbures. Il y aurait donc une relation systématique entre la géométrie et la cinématique du mouvement. Cette relation formerait une règle procédurale qui définirait la spécificité des mouvements du système main-bras, caractérisant les mouvements biologiques. Plus précisément, Viviani et Schneider (1991) [Viviani and Schneider, 1991] ont montré que la vitesse instantanée $V(t)$ et le rayon de courbure $R(t)$ de la trajectoire sont reliés par l'expression :

$V(t) = K\left[\frac{R(t)}{(1+aR(t))}\right]1-\beta$

Dans cette équation, les paramètres a et β sont constants tout au long du mouvement. Le paramètre a dépend de la vitesse moyenne et varie entre 0 et 0,1. Le second,β, prend des valeurs proches de $\frac{2}{3}$ chez l'adulte et des valeurs légèrement plus hautes chez l'enfant. Le paramètre K correspond au gain de vitesse et il est relativement constant sur les segments longs de la trajectoire. Du fait de la valeur du coefficient β, cette équation est appelée plus communément loi de « puissance deux-tiers ». De nombreuses recherches ont tenté de générer des mouvements libres de la main violant cette loi mais sans succès. Certaines recherches stipulent néanmoins que cette loi de puissance deux tiers ne serait qu'une manifestation d'une somme de bruits de notre système moteur [Maoz *et al.*, 2006]. Malgré cette ambiguïté soulevée, la génération de trajectoires à partir de cette loi nous permet d'obtenir un mouvement biologiquement plausible. Nous avons obtenu à l'issu de cette génération, un ensemble de points et un ensemble de vitesses, permettant de contrôler notre guidage haptique en position.

Les ellipses ont été générées par un script Scilab^{TM}, de taille variant entre 2 et 6 cm de hauteur et de largeur. Les stimuli sont constitués de 10 000 points. Le profil de vitesse ayant servi à générer ces

trajectoires suit la loi de puissance deux tiers. Les différentes ellipses utilisées pour cette expérience sont décrites dans la figure 6.9. Afin de ne pas introduire d'accoutumance (ou habituation) à une trajectoire en particulier, nous avons généré une série d'ellipses utilisées lors des phases d'entraînement, dont l'excentricité se trouve comprise entre les excentricités des ellipses requises lors des phases de pré/post test.

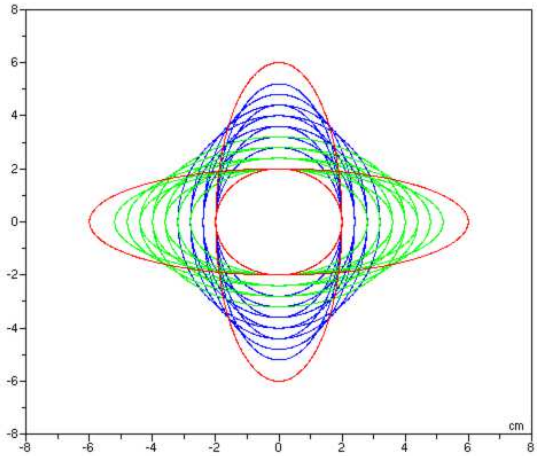


FIGURE 6.9 – Ellipses générées pour l'expérience. En bleu et vert : les différentes ellipses proposées pendant les phases d'entraînement. En rouge, les différentes ellipses demandé aux sujets lors des phases de pré/post test.

Conditions expérimentales

Au cours de cette expérience, nous voulons tester l'influence des deux principaux types de guidages haptiques de la littérature. Trois conditions seront donc proposées au sujet (un entraînement avec un guidage haptique basé sur les informations de positions - **TP** - , et un entraînement avec un guidage haptique basé sur les informations de forces - **TF**), additionnées d'une condition contrôle (sans guidage haptique - **TØ**). Lors de la condition contrôle, seuls les retours visuels sont disponibles pour l'utilisateur. Les conditions de guidage haptique se feront avec l'addition des retours visuels.

Condition contrôle Afin de simuler le mode d'apprentissage « classique » à travers l'observation et la répétition physique du geste, aucun retour haptique de la part du dispositif n'est fourni à l'utilisateur. Sa progression dépendra uniquement de ses compétences à la réplication de ce geste avec l'interface sans activer les retours haptiques.

Condition de guidage haptique à base des informations de positions Un contrôleur proportionnel dérivatif (PD) est utilisé pour ce type de guidage, à partir des informations de positions des ellipses théoriques. Ce type de contrôle peut s'apparenter à un ressort, attaché à chacun des points de la trajectoire. Les gains utilisés pour ce type de contrôleur ont été expérimentalement choisis dérivés des gains utilisés par Srimathveeravalli [Srimathveeravalli and Thenkurussi, 2005]. Ils sont respectivement de 0.6 N/mm et 0.2 Ns/mm.

Condition de guidage haptique à base des informations de forces D'après l'hypothèse proposée par Srimathveeravalli [Srimathveeravalli *et al.*, 2006], des profils de forces similaires conduisent à la

génération de trajectoires similaires. Afin d'utiliser les informations de forces des ellipses modèles générées, nous avons choisi un modèle d'amortissement simple. La tâche d'écriture est modélisée comme une force nécessaire à mouvoir une masse sur une surface avec une friction constante. Une petite force élastique ($kx0$ à été ajoutée au modèle afin de simuler les tremblements et autres artéfacts et ainsi obtenir des sensations plus réalistes.

Ce modèle est décrit dans l'équation suivante pour générer la force de contrôle :

$F = ma + cv + kx$

où F est l'information de force de la trajectoire, m la masse du système (main + stylo), a l'accélération (dérivée seconde de la position x), c le coefficient d'amortissement du modèle multipliant la dérivée de la position, soit v et k la constante de raideur de la force élastique.

Grâce à ce modèle simplifié, nous sommes capables de générer un profil de force pour chacune des trajectoires précédemment calculées. La masse du système (main + stylo), le coefficient d'amortissement et la constante de raideur utilisés pour cette méthode ont été estimés théoriquement et définis égaux à 0.1 Kg, 0.5 N/mm et 0.1 Ns/mm. Le profil de force ainsi généré est utilisé comme référence pour un contrôleur proportionnel dérivatif. Des erreurs visuelles entre la trajectoire expérimentale et la trajectoire théorique peuvent donc apparaître. Les forces ressenties par l'utilisateur seront alors similaires à celles qui ont servi à tracer la trajectoire. Les gains du contrôleur ont été estimés à 0.5 N/mm et 0.1 Ns/mm.

Protocole

Le protocole expérimental est de type pré/post test. Afin de limiter la variabilité inter sujets, nous avons décidé d'utiliser un protocole intra-groupe. Chaque sujet expérimente ainsi les trois conditions que nous voulons tester. Entre chacune des sessions d'entraînement, une session de post-test est proposée. Le protocole complet est présenté dans la figure 6.10. Lors des phases de pré/post test, le sujet doit tracer (sans retour haptique de la part du dispositif) 18 ellipses. Chaque entraînement est constitué de 18 essais, sur quinze ellipses (en bleu er en vert sur la figure 6.9) choisies aléatoirement parmi les ellipses qui ne sont pas utilisées lors des phases de pré/post test. Ce phénomène introduit une variabilité dans les traces motrices à apprendre et évite tout phénomène d'accoutumance à une trajectoire spécifique. Une session d'expérience est donc composée de 126 essais. La durée de la session complète est d'environ 30-40 minutes. La consigne donnée aux sujets lors de l'expérience était de « tracer les ellipses le plus précisément et le plus rapidement possible ».

Participants

Cette expérience c'est réalisée auprès de 24 adultes, droitiers, âgés de 18 à 28 ans (moyenne 21.6±2.8) dont 13 filles, de l'université de Grenoble. Ils ne présentaient aucun trouble moteur ou dysfonctionnement neurologique connu. L'expérimentation c'est déroulée en accord avec la déclaration d'Helsinki.

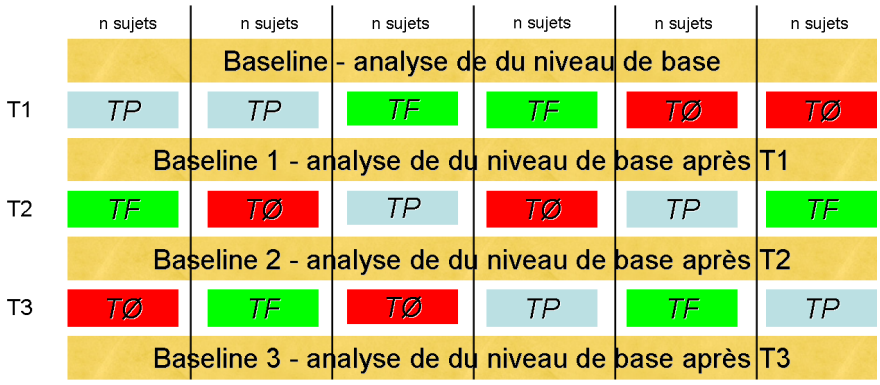


FIGURE 6.10 – Protocole expérimental proposé pour l'expérience des ellipses. Chaque sujet est réparti aléatoirement dans l'une des colonnes du plan (correspondant à un ordre de passage donné par un plan carré latin). Il passera donc par les trois conditions d'entraînement (TP - guidage haptique à base d'informations de position ; TF - guidage haptique à base d'informations de force ; TØ- condition contrôle).

6.4.2 Résultats

Afin de déterminer l'influence de chacune des conditions d'entraînement, nous avons réalisé une ANOVA en mesures répétées pour chacune des variables mesurées (3 conditions x 2 périodes) (*cf.* § 6.3.3). Concernant la vitesse moyenne, une différence significative du type d'entrainement et de la période ($F(2,46)=13.22$;$p<.01$) est observée (*cf.* tableau 6.1). Des analyses Post-hoc (test de Newman-Keuls) montrent une augmentation significative de la vitesse moyenne pour l'entraînement TF ($p<0.01$). Pour les entraînement TP et TØ, aucune différence significative n'est observée.

Période	TØ	TP	TF
Pré-test	5.662±0.93	5.130±1.06	4.62±0.79
Post-test	5.137±1.03	5.886±0.87	6.22±0.90

TABLE 6.1 – Influence du type d'entraînement sur la vitesse moyenne (mm/s) des tracés expérimentaux (Moyenne±écart-type).

Concernant le nombre de pics de vitesse, une différence significative du type d'entrainement et de la période ($F(2,46)=8.86$;$p<.01$) est aussi observée (*cf.* tableau 6.2). De même, des analyses Post-hoc (Newman-Keuls) montrent une diminution significative du nombre de pics de vitesse pour l'entraînement TP ($p<0.5$) et pour l'entraînement TF ($p<0.01$). Aucune différence significative n'est observée pour l'entraînement TØ.

Période	TØ	TP	TF
Pré-test	11.356±3.15	14.478±4.04	14.198±3.21
Post-test	13.802±3.97	10.187±2.69	9.204±2.28

TABLE 6.2 – Influence du type d'entraînement sur le nombre de pics de vitesse des tracés expérimentaux (Moyenne±écart-type).

Enfin, concernant le critère de ressemblance de forme (DTW), l'analyse ANOVA ne révèle aucune différence significative entre type d'entrainement et de la période ($F(2,46)=0.45$;$p>.25$) (*cf.* tableau 6.3).

Période	TØ	TP	TF
Pré-test	23.852±4.24	20.833±1.77	22.837±3.52
Post-test	21.185±2.18	20.394±1.33	21.996±1.87

TABLE 6.3 – Influence du type d'entraînement sur le score DTW des tracés expérimentaux (Moyenne±écart-type).

6.4.3 Discussion préliminaire

Suite à cette première expérience, nous n'observons pas d'amélioration significative de la performance des sujets dans la condition contrôle, conformément à nos hypothèses initiales. Les indices analysés appartiennent principalement à la classe des indices dynamiques. Ces résultats suggèreraient donc que les sujets ne sont pas capables de « deviner » la cinématique de ces trajectoires en présence seule du retour sensoriel visuel. Les deux types de guidages haptiques proposés au cours de l'expérience peuvent être considérés équivalents sur la fluidité du tracé (pics de vitesse). Cependant, le guidage basé sur des informations de forces montre des effets bénéfiques supérieurs sur l'amélioration de la vitesse moyenne de production. Pour mémoire, ce critère est généralement admis comme révélateur de l'expertise de production au niveau de l'écriture. Ceci nous amènerait à conclure que le guidage haptique à base de force est plus bénéfique que son alter ego (basé sur les informations de position) pour l'apprentissage de trajectoires. Cependant, la prudence reste de mise. En effet, les participants de cette étude étaient tous des adultes, avec un contrôle moteur expert, sur des trajectoires relativement simple. Ce type de guidage pourrait ne pas convenir à des enfants ayant un contrôle moteur en cours de développement et/ou ne pourrait pas convenir à des trajectoires plus complexes, nécessitant un nouvel apprentissage moteur. D'autre part, le modèle utilisé pour modéliser l'écriture est relativement simplifié, voire simpliste. La validité de ce modèle utilisé pour calculer les profils théoriques de forces devrait être évalué de manière comparative avec les données issues d'un véritable capteur de force fixé sur le dispositif (*cf.* remarque § 3.3.3). De plus, il ne faut pas oublier que lors des entraînements, une variabilité des trajectoires à réaliser était présente. Cette variabilité des mouvements requis pourrait aider à intégrer une classe de mouvements spécifiques. Ce point important, suppose qu'une tâche d'apprentissage moteur serait améliorée par la variabilité des mouvements demandés. Des résultats similaires ont été trouvés pour la perception visuelle ou encore dans le domaine du sport [Bartlett *et al.*, 2007]. La supériorité du guidage à base de profils de forces sur le guidage à base de positions nous emmène aussi à la question de la représentation de la lettre au niveau cognitif. En effet, les modèles internes de représentation seraient-ils encodés en terme de profils de forces plutôt qu'en coordonnées cartésiennes ? La question reste largement ouverte et nécessite d'autres expériences psychologiques et neuropsychologiques pour tenter d'y répondre. Enfin, nos résultats ne confirment pas l'effet d'amélioration de la forme observé par certains auteurs [Srimathveeravalli *et al.*, 2006], bien qu'une tendance soit observée. Ceci peut être expliqué par la simplicité de nos trajectoires.
En conclusion, nous avons décidé d'effectuer une expérience impliquant des trajectoires plus complexes et sans introduire de variabilité dans les formes à apprendre.

6.5 Expérience 2 - Influence de deux types de guidages haptique sur le suivi de nouvelles trajectoires : les lettres arabes et japonaises

Dans cette expérience, nous voulons confirmer la présence de nos résultats issus de l'expérience précédente, pour des trajectoires nouvelles pour les sujets : des lettres arabes et japonaises. Nos hypothèses restent identiques à celles de l'expérience précédente.

6.5.1 Méthode

Trajectoires

Concernant le choix de nos trajectoires, nous avons opté pour des caractères issus de la langue arabe et de la langue japonaise. Ces trajectoires sont inconnues des sujets, mais imposent aussi un apprentissage d'un nouveau geste moteur (puisqu'elles se tracent de droite à gauche pour les lettres arabes et de façon relativement complexe pour les lettres inspirées du japonais). Les deux lettres issues de l'arabe sont *alif mamduda* (lettre 1) et *'ayn* (lettre 2) (figure 6.11).

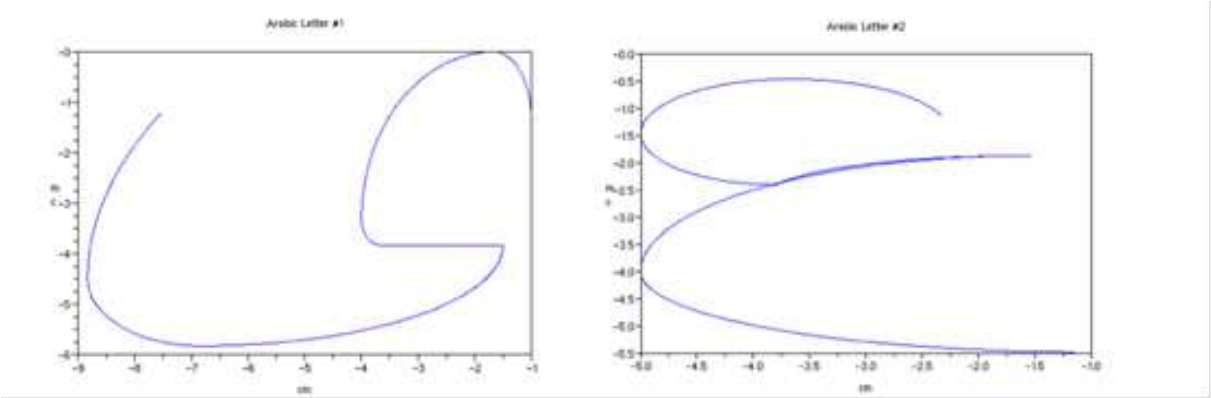


FIGURE 6.11 – Lettres 1 et lettre 2, issues de la langue arabes. D'après Bluteau et al.(2008).

N'ayant pas de scripteur expert pour tracer les modèles de lettres, nous avons généré le profil de vitesse et de force selon la même méthode utilisée pour les ellipses. Ces trajectoires respectent donc la loi de production de puissance $\frac{2}{3}$. Concernant les lettres issues du japonais, nous avons choisi le « o » et le « wa » de l'alphabet *hiragana* (*cf.* figure 6.12 - haut). Nous avons homogénéisé les quatre trajectoires en supprimant les levers de crayons pour chacune d'entre elles. Les trajectoires ainsi obtenues sont illustrées dans la figure 6.12 - bas. L'ordre du tracé suit l'ordre de la lettre hiragana correspondante. Les trajectoires inspirées du japonais ont été tracées par un expert. Nous avons ainsi obtenu la suite de points et les profils de vitesse et forces associés, respectant les lois de production classiques de l'écriture.

Le choix de ces trajectoires offre différents niveaux de difficultés si l'on se base sur le nombre de changement « brutal » de direction (angle>45°) des lettres (lettre 1 : un changement de direction de 90° ; lettre 2 : un changement de 180° ; lettre 3 : trois changement brutaux ; lettre 4 : quatre changements brutaux). Ces changements brutaux de directions impliquent des modifications importantes dans la cinématique du tracé de la trajectoire.

Conditions expérimentales

Les conditions expérimentales de cette expérience sont similaires à l'expérience précédente. Nous voulons tester ici l'influence des deux principaux types de guidages haptique de la littérature, de manière plus extensive, sur des trajectoires plus complexes et inconnues aux sujets. Trois conditions seront donc proposées au sujet (un entraînement avec un guidage haptique basé sur les informations de positions - **TP** - , et un entraînement avec un guidage haptique basé sur les informations de forces - **TF**), additionnées d'une condition contrôle (sans guidage haptique - **TØ**). Les conditions d'entraînement sont similaires respectivement à celles de l'expérience sur les ellipses. Seuls les gains du guidage haptique à base d'informations de positions diffèrent légèrement sur le choix des gains. Ceux-ci sont basés sur les gains couramment présents dans la littérature, puis expérimentalement ajustés pour plus de fluidité dans le guidage : ils sont fixés à 0.4 N/mm et 0.2 Ns/mm.

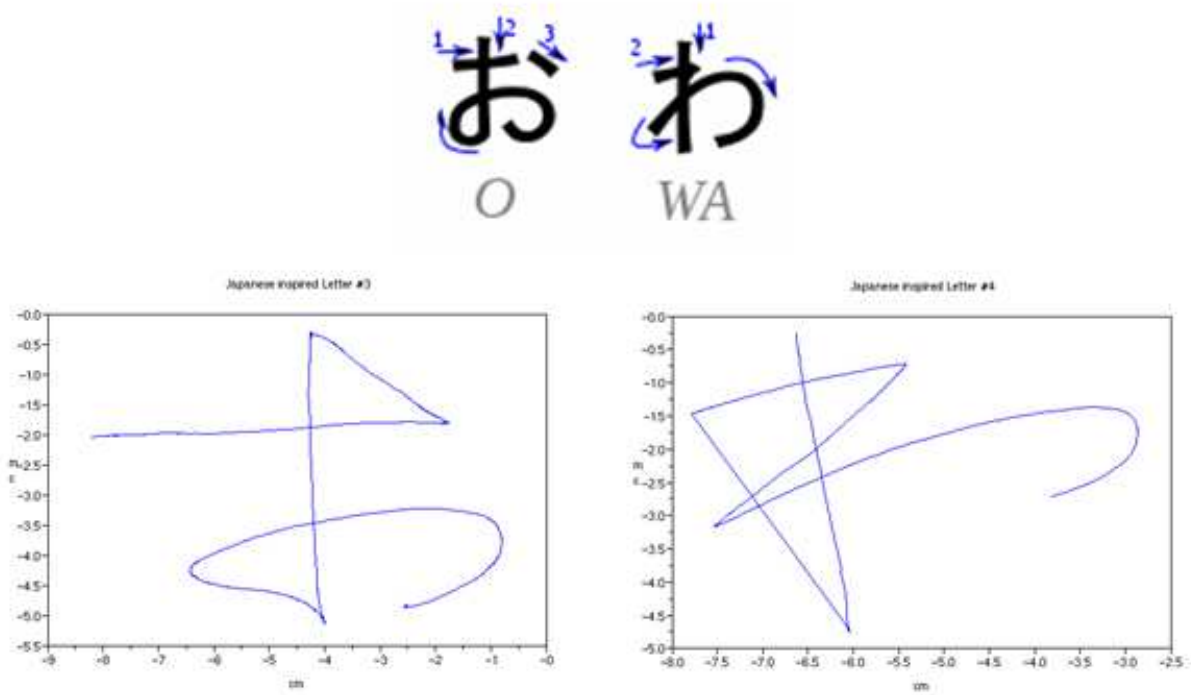


FIGURE 6.12 – Lettres japonaises modèle (haut) et lettres 3 et 4, inspirées du japonais. D'après Bluteau et al.(2008).

Protocole

Le protocole expérimental est de type pré/post test et similaire au protocole de l'expérience des ellipses (*cf.* figure 6.10). Lors des phases de pré/post test, le sujet devait réaliser (sans retour haptique de la part du dispositif) cinq traces par lettres, dans un ordre pseudo aléatoire (deux lettres identiques consécutives ne peuvent pas apparaître). Au total, les phases de pré/post test étaient composées de 20 essais. Chaque entraînement est constitué de 20 essais (5 essais x 4 lettres). Cette fois ci, contrairement à l'expérience précédente, les trajectoires des phases pré/post test et les trajectoires de la phase d'entraînement sont identiques. On supprime ainsi la variabilité des gestes moteurs requis, pour ne tester que l'influence du guidage haptique. Une session d'expérience est donc composée de 140 essais. La durée de la session complète est d'environ 35-45 minutes. La consigne donnée aux sujets lors de l'expérience était de « tracer les lettres le plus précisément et le plus rapidement possible ».

Participants

Les résultats sont issus de la passation de 23 participants, droitiers, de l'université de Grenoble. Ils n'avaient aucune connaissance de la langue Arabe ou Japonaise et sans trouble moteur ou dysfonctionnement neurologique connu. L'âge de cette population variait entre 18 et 26 ans (moyenne 21.3±2.5, dont 13 filles). L'expérimentation c'est déroulée en accord avec la déclaration d'Helsinki.

6.5.2 Résultats

Pour chacun des critères mesurés, une analyse de la variance, ANOVA 2 (périodes) x 3 (entraînements) x 4 (lettres), a été conduite. Les résultats de cette expérience sont résumés dans le tableau 6.4.

	Nombre de pics de vitesse		Sig.	Vitesse moyenne (cm/s)		Sig.	DTW		Sig.
	Pré-test M±SE	Post-test M±SE		Pré-test M±SE	Post-test M±SE	Pré-test M±SE	Post-test M±SE		
TØ	9.87±1.43	9.99±1.42		5.8±0.5	5.6±0.45		45.77±2.21	45.09±1.57	
TP	10.17±1.37	9.21±1.05		5.40±0.43	5.69±0.43		45.38±2.34	46.39±2.6	
TF	10.82±1.16	8.58±1.16	*	4.97±0.4	6.34±0.52	*	45.29±1.83	45.90±2.14	

TABLE 6.4 – Résumé des résultats bruts

Les analyses révèlent un effet principal significatif de la période pour l'ensemble des critères mesurés (tous les p<0.05).

Concernant le nombre de pics de vitesse, l'effet de la lettre testée est significatif (F(3,66) = 11.20 ; p<0.05). Une analyse de contrastes planifiés montre (tous les p < 0.05) que le nombre de pics de vitesse augmente avec la difficulté de la lettre : lettre 1 (m=8.77), lettre 2 (m=9.27), lettre 3 (m=11.03) et lettre 4 (m=10.02). Ce facteur n'interagit pas avec le type d'entraînement. L'interaction entre la phase de test (pré/post) et le type d'entraînement est significatif (F(2,44)=5.01 ; p<0.05). Des analyse post-hocs (test de Tukey avec un seuil de significativité fixé à 0.05) montrent une réduction significative du nombre de pics de vitesse uniquement dans la condition d'entraînement haptique basée sur les informations de forces. Aucune différence significative n'est observée pour la condition haptique basé sur la position ou pour l'entraînement contrôle. Enfin, l'interaction entre le type d'entraînement et la lettre s'est montrée non significative (F(6,102) = 1.15 ; p>.25). Nous avons réalisé des analyses additionnelles afin de déterminer l'effet des types d'entraînements en fonction de chacune des lettres :
- Pour la lettre Arabe 1 et la lettre inspirée du japonais 3 : aucune interaction significative entre le type d'entraînement et la période.
- Pour la lettre Arabe 2 : l'interaction est significative (F(2,44) = 6.14 ; p<.05) et les analyses post-hocs (Test de Tukey p<0.05) montrent une réduction significative pour l'entraînement haptique basé sur les informations de forces (Pré-test : m = 9.42 ; post-test m= 7.06) uniquement.
- Pour la lettre inspirée du japonais 4 : l'interaction est significative (F(2,44) =3.79 ;p <.05) et les analyses post-hocs (test de Tukey p<0.05) montrent une réduction significative du nombre de pics de vitesse pour l'entraînement haptique basé sur la force (Pré-test : m=11.12 ; post-test m=8.86) uniquement.

Concernant la vitesse moyenne, l'effet de la lettre est significatif (F(2,66) = 13.577 ; p<0.05). Ce facteur n'interagit pas avec le type d'entraînement. Une interaction significative entre le type d'entraînement et la période (pré/post test) est présente (F(2,44)=4.29 ; p< 0.05). Des analyse post-hocs (test de Tukey p<0.05) montrent une augmentation significative de la vitesse pour l'entraînement haptique basé sur la force uniquement. De même que pour le critère du nombre de pics de vitesse, nous avons réalisé des analyses complémentaires par lettres. Pour chacune des lettres, une interaction entre le type d'entraînement et la période est significative (lettre 1 : F(2,44)= 8.734 ; p<0.05 ; lettre 2 : F(2,44) =13.135 ;p<05 ; lettre 3 : F(2,44) =11.559 ;p<.05 ; lettre 4 : F(2,44) = 7.744 ;p,.05) et des analyses complémentaires (test de Tukey p<0.05) montrent une augmentation significative uniquement pour le guidage haptique basé sur la force.

Concernant le critère de ressemblance de forme (DTW), l'effet de la lettre est significatif (F(3,66) = 277.01 ; p<0.05). Ce facteur n'interagit pas avec le type d'entraînement. L'interaction entre le type d'entraînement et la période est non significatif (F(1,22)=0.61 ; p>0.25). Des analyses complémentaires par lettres ont été réalisées mais n'ont montré aucun effet d'interaction entre ces deux facteurs (tous les p > 0.25).

6.5.3 Discussion préliminaire

En résumé, les résultats principaux de cette expérience révèlent une réduction significative du nombre de pics de vitesse (pour deux des quatre lettres) et une augmentation significative de la vitesse moyenne (pour toutes les lettres testées) en présence de l'entraînement haptique basé sur les informations de forces. Ce résultat est concordant avec notre hypothèse issue de l'expérience précédente (ellipses), bien que ce type de guidage haptique semble être sensible au type de trajectoire testée. Contrairement à nos hypothèses, aucun effet principal significatif (bien que la tendance existe) n'a été observé pour le guidage haptique basé sur les informations de positions. La condition contrôle ne montre aucune amélioration des critères de performances mesurées. Enfin, aucune des conditions n'améliore significativement la forme de la lettres (comme le suggère le manque de significativité du critère DTW). Ce résultat, contraire à d'autres recherches montrant une amélioration de la ressemblance des formes produites après un guidage haptique [Srimathveeravalli *et al.*, 2006], pourrait être expliqué par des différences méthodologiques. L'effet « plateau » de la performance des utilisateurs pourrait aussi expliquer potentiellement ces résultats. En effet, si les participants sont déjà relativement performants en début d'expérience sur la reproduction d'une forme fidèle, les effets des entraînements ne devraient quasiment pas se faire sentir. Pour tester l'amélioration de ce critère, des trajectoires encore plus complexes, ou des plans d'expériences impliquant le transfert inter manuel pourraient être testés dans des expériences futures.

6.6 Expérience 3 - Influence de différents paramètres sur le guidage haptique en position

Nous avons vu à travers l'état de l'art de la littérature (*cf.* § 6.2) que les gains proposés par les auteurs sont souvent fixés (sauf pour [Bayart *et al.*, 2005] qui les fait varier) et la « quantité » de guidage est parfois difficile à estimer. Nous allons tenter de mieux cerner l'influence de la « quantité » de guidage haptique pour un guidage classiquement utilisé dans la littérature. Nous proposons une expérience préliminaire d'apprentissage de trajectoires inconnues pour le sujet (lettres arabes issues de l'expérience précédente), en faisant varier la « quantité » d'informations haptiques fourni aux sujets. Le type de guidage haptique utilisé est un guidage basé sur les informations de positions des trajectoires à tracer. Nous avons restreint notre analyse à ce type de guidage afin de voir si une modification des gains de ce type de contrôleur permet de retrouver les résultats précédemment décrits dans la littérature [Teo *et al.*, 2002; Palluel-Germain *et al.*, 2007].

6.6.1 Méthodologie

Trajectoires

Les trajectoires proposées sont issues de l'alphabet arabe. Ces trajectoires sont inconnues pour les sujets mais imposent aussi un apprentissage d'un nouveau geste moteur puisqu'elles se tracent de droite à gauche. Les deux lettres utilisées sont les lettres 1 et 2 de l'expérience précédente (*cf.* figure 6.11 p 110).

Conditions expérimentales

Au cours de cette expérience, nous voulons tester l'influence de la « quantité » de guidage fourni à l'utilisateur. Un niveau trivial est l'absence de retour haptique, soit une quantité de guidage de 0%. Le niveau maximal proposé dans cette expérience correspond à une constante de raideur de 3 N/mm (maximum possible pour le dispositif haptique PHANToM Omni). Nous utiliserons 75% de cette force ; ce niveau sera noté 75%. Enfin, un niveau de force intermédiaire à été choisi, soit 1.5 N/mm, noté 50%.

Nous obtenons ainsi trois conditions de retours haptiques (Force = 0% - condition contrôle ; Force = 50% et Force = 75%).

Protocole

Le protocole expérimental utilisé pour cette expérience est de type pré/post test. Du fait du grand nombre de conditions (2 lettres, 3 conditions), nous avons décidé d'utiliser un protocole inter-groupe. Cela nous permet de proposer un ensemble de 72 trajectoires par sujet (soit environ 45 minutes d'expérimentation). Une phase de familiarisation au dispositif sera proposée aux sujets en début d'expérience. Le détail de ce protocole est illustré par la figure 6.13. Un sujet, par exemple, subira la phase de familiarisation, puis 12 essais sans guidage haptique (6 pour la lettre 1 et 6 pour la lettre 2), puis 12 essais avec le guidage haptique à 100% (6 pour la lettre 1 et 6 pour la lettre 2). Cette phase sera la phase de pré-test. La phase d'entraînement sera constituée de 24 essais (4 blocs de 6 essais par lettres), dans une condition haptique (force=50% par exemple). Elle sera suivie d'une phase de post-test, identique à la phase de pré-test. La consigne donnée aux sujets lors de l'expérience était de « tracer les lettres le plus précisément et le plus rapidement possible ».

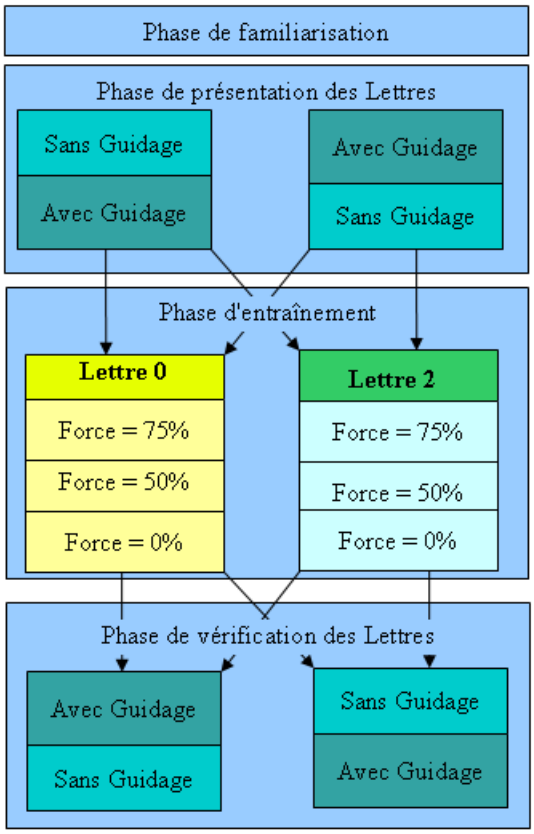


FIGURE 6.13 – Protocole expérimental utilisé pour déterminer l'influence de la "quantité" de guidage haptique

Participants

Les résultats présentés dans cette partie sont issus de la passation de 36 nouveaux participants, en première ou deuxième année de licence de psychologie à l'université de Grenoble. Aucun des participants n'avait de connaissance de la langue Arabe. L'âge de cette population variait entre 18 et 46 ans (moyenne 21.6±4.6, dont 31 filles). L'expérimentation s'est déroulée en accord avec la déclaration d'Helsinki.

6.6.2 Résultats

A la suite de la passation de cette expérience, nous pouvons observer un profil moyen de progression des différentes variables mesurées (*cf.* figure 6.14). Les graphiques présentés se décomposent selon le protocole expérimental présenté précédemment.

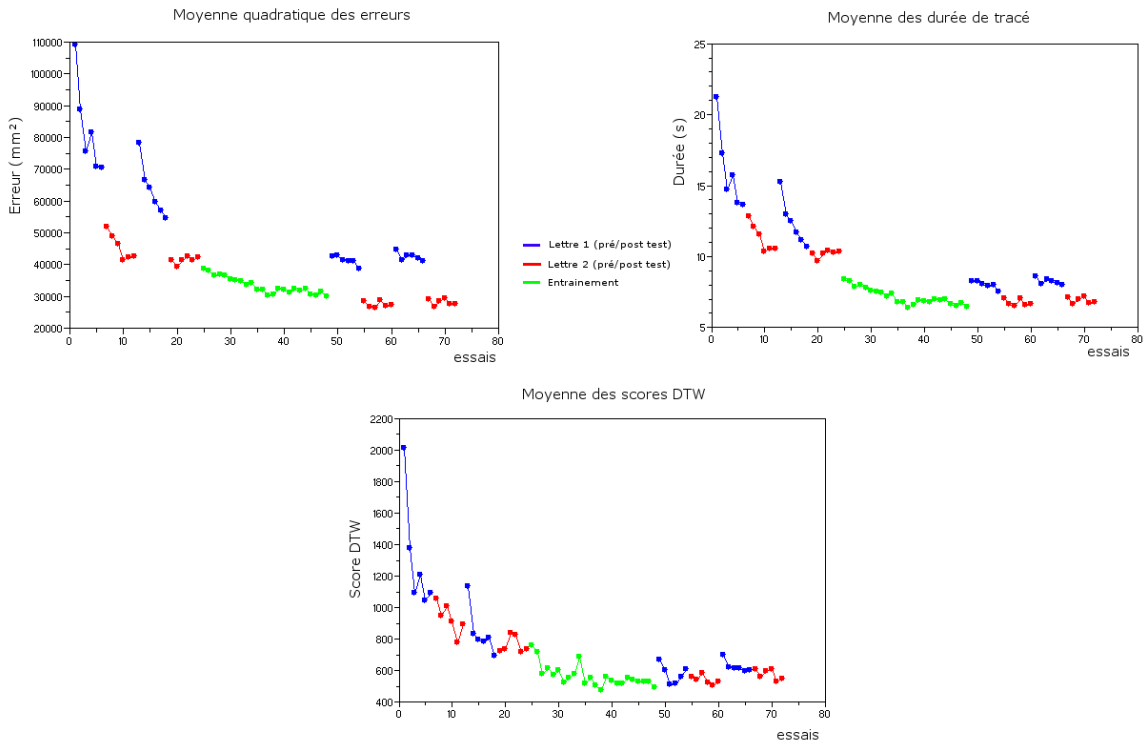


FIGURE 6.14 – Progression globale des indices mesurés au cours de l'expérience. En rouge et bleu, les phases de pré/post test pour chacune des deux lettres. En vert, la session d'entraînement. (Haut gauche) Erreur moyenne au carré. (Haut - droite) Durée d'exécution des trajectoires. (Bas) DTW : indicateur de la ressemblance de forme entre la trajectoire théorique et la trajectoire expérimentale

Afin de déterminer l'influence de chacune des conditions haptiques, nous avons réalisé une ANOVA en mesures répétées. Les résultats principaux sont présentés dans la figure 6.15. Ils tendraient à montrer un effet positif du guidage haptique basé sur la position à 75% de la force maximale (soit 2.25 N/mm de constante de raideur) en fonction de la période et du type de lettre ($F(2,30)=4.64$;$p<0.05$). Cependant, pour les autres conditions, les effets observés, en plus d'être non significatifs, ne permettent pas de conclure. Nous sommes en effet en présence d'un biais de sélection : les différents niveaux de base en pré-test pour chacun des groupes Force 0%, Force 50% et Force 75% ne sont pas équivalents. (Ce type de biais est décrit plus en détails dans le paragraphe 5.5).

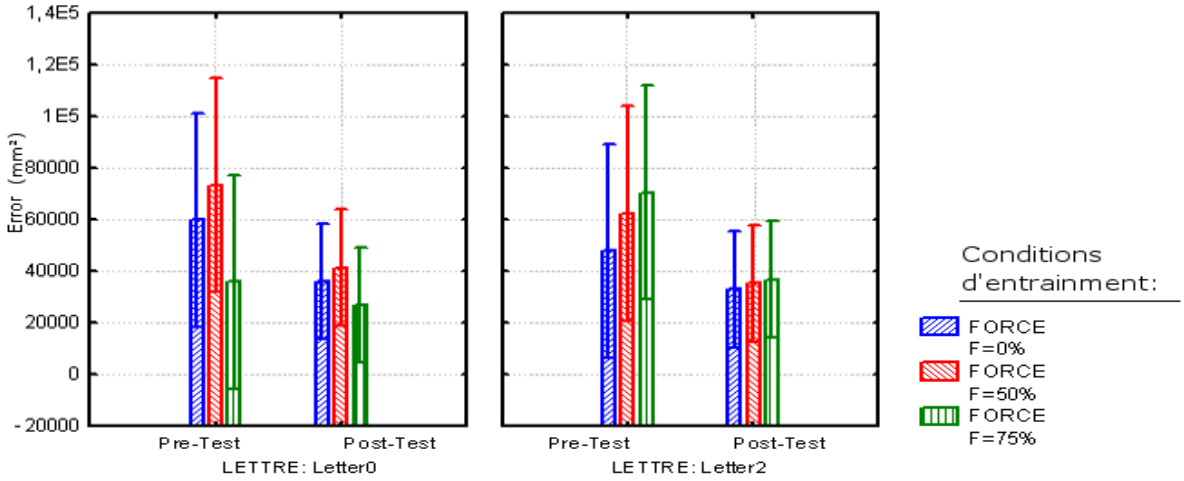


FIGURE 6.15 – Erreur quadratique en fonction des conditions d'entrainement haptique, de la période et du type de lettre.

Les autres variables mesurées présentent le même type de biais de sélection et **n'autorisent aucune conclusion** quant à la passation de cette expérience. Une des solutions statistiques est d'utiliser une ANalyse de CO-VAriance (ANCOVA). Cette analyse teste si certains facteurs ont un effet sur la variable des résultats après la suppression de la variance pour laquelle les covariables sont impliquées. Malheureusement, une des conditions d'application de l'ANCOVA (droites de régression de chacun des niveaux de la variable parallèles) n'est pas respectée dans notre étude, n'autorisant toujours pas de conclusions possibles (*cf.* figure 6.16).

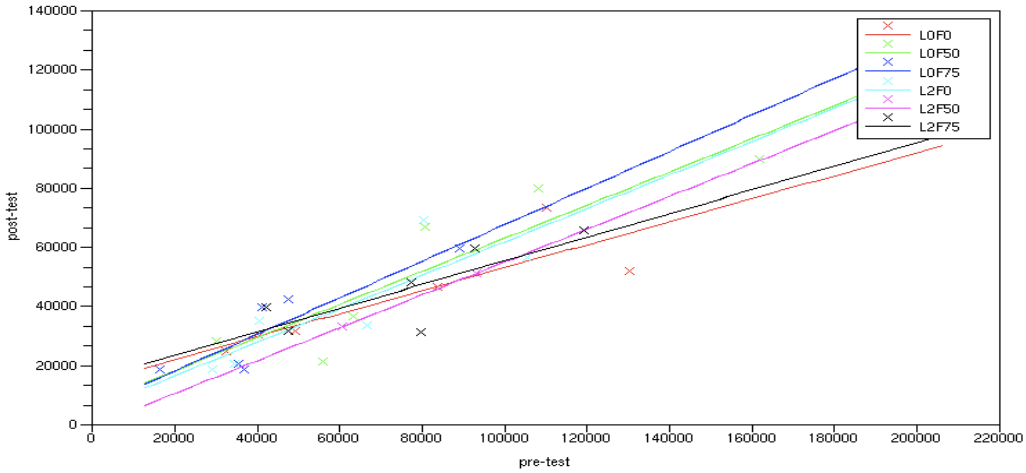


FIGURE 6.16 – Pentes de régressions linéaires pour les différents groupes de notre étude en pré-test. On remarque que les pentes ne sont pas les mêmes pour tous les niveaux de la variable d'erreur moyenne testée. Leur parallélisme est une condition essentielle d'application de l'ANCOVA. On ne peut donc pas appliquer cette analyse à nos données.

6.6.3 Discussion préliminaire

Nous ne pouvons donc pas conclure à l'issue de cette expérience sur l'influence de la « quantité » de guidage haptique car notre plan expérimental contient un biais qu'il est impossible de supprimer *a posteriori*. Une des solutions aurait été de réaliser les groupes directement à l'issue de la phase de pré-test, de manière à les rendre homogènes entre eux. Cependant, les difficultés techniques inhérentes à ce genre de calcul (calculs on-line) n'ont pas rendu possible cette solution. La seconde solution consisterai à appliquer un plan expérimental de type intra-groupe, comme il a été appliqué pour les expériences sur les ellipses et sur les lettres.

6.7 Discussion générale et conclusion

Les différentes expériences mise en oeuvre dans ce chapitre ont eu pour but de déterminer l'effet des indices haptiques en complément de retours visuels sur différentes trajectoires issues de l'écriture. Les critères de performances choisis concernent à la fois des aspects cinématiques (vitesse moyenne de tracé, nombre de pics de vitesse) mais aussi l'aspect de ressemblance à la forme théorique (Dynamic Time Warping). Les résultats montrent que différentes interactions sont présentes et peuvent se représenter en fonction de leur spectre d'action de ces différents facteurs (*cf.* figure 6.17). Cette représentation n'est pas quantitative mais informe sur le spectre de chacun de ces facteurs sur la performance du geste manuel de suivi de trajectoires.

Il semble indéniable que l'ajout d'informations haptique de type kinesthésique influence la performance de l'utilisateur pour des tâches de suivi de trajectoires. Dans chacune des expériences, la condition contrôle où seuls les retours visuels étaient présents se montre significativement la moins bonne. Il faut noter que ces résultats portent essentiellement sur le caractère cinématique de la trajectoire, vu les indices de performances mesurés. Le guidage haptique à base d'informations de positions montre une influence mitigée en fonction des trajectoires. Ce résultat est en marge de nos hypothèses et en opposition avec certains résultats de la littérature [Feygin *et al.*, 2002; Palluel-Germain *et al.*, 2007; Teo *et al.*, 2002]. Il semblerait que ce type de guidage haptique serait relativement bien indiqué lorsque le niveau de performance de base des sujets est relativement faible (enfants, expertise faible vis-à-vis d'une tâche très spécifique et/ou complexe,...). En ce sens, les résultats observés par Palluel-Germain [Palluel-Germain *et al.*, 2007] chez des enfants avec ce type de guidage haptique seraient bien expliqués. Ces auteurs observent un accroissement de la vitesse moyenne de production chez les enfants pour un guidage haptique basé sur les informations de positions. Ces résultats suggèrent que ce type de guidage (à base d'informations de position) est moins adapté aux adultes, car ils possèdent une meilleure connaissance vis-à-vis de la trajectoire à tracer et un meilleur degré de contrôle moteur. Le guidage haptique à base d'informations de forces influence de manière significativement positive l'apprentissage de trajectoires simples (ellipses) et complexes (lettres arabes et japonaises) en terme de performance dynamique. Ce résultat est cohérent avec ceux de la littérature [Srimathveeravalli and Thenkurussi, 2005; Srimathveeravalli *et al.*, 2006; Srimathveeravalli *et al.*, 2007]. La supériorité globale du guidage à base d'informations de force suggère que les informations apprises par l'activité motrice pourraient être représentées au sein des modèles internes sous forme de coordonnées cartésiennes, mais aussi sous forme de profils de force, comme suggéré par Krakauer [Krakauer *et al.*, 1999]. Les informations relatives à la forme seraient représentées dans un référentiel Cartésien, alors que les informations relatives à la dynamique et cinématique du mouvement seraient encodées dans un référentiel de force. Nous pouvons aussi discuter l'ensemble de ces résultats avec les différentes étapes de représentation d'une connaissance motrice qui évoluerait de l'enfant à l'adulte. Cette hypothèse est appuyée par le fait que dans toutes les expériences, le caractère spatial de la trajectoire n'est pas influencé. Nous suggérons que les informations spatiales sont principalement données par le retour visuel, qui se trouve bien plus spécialisé que

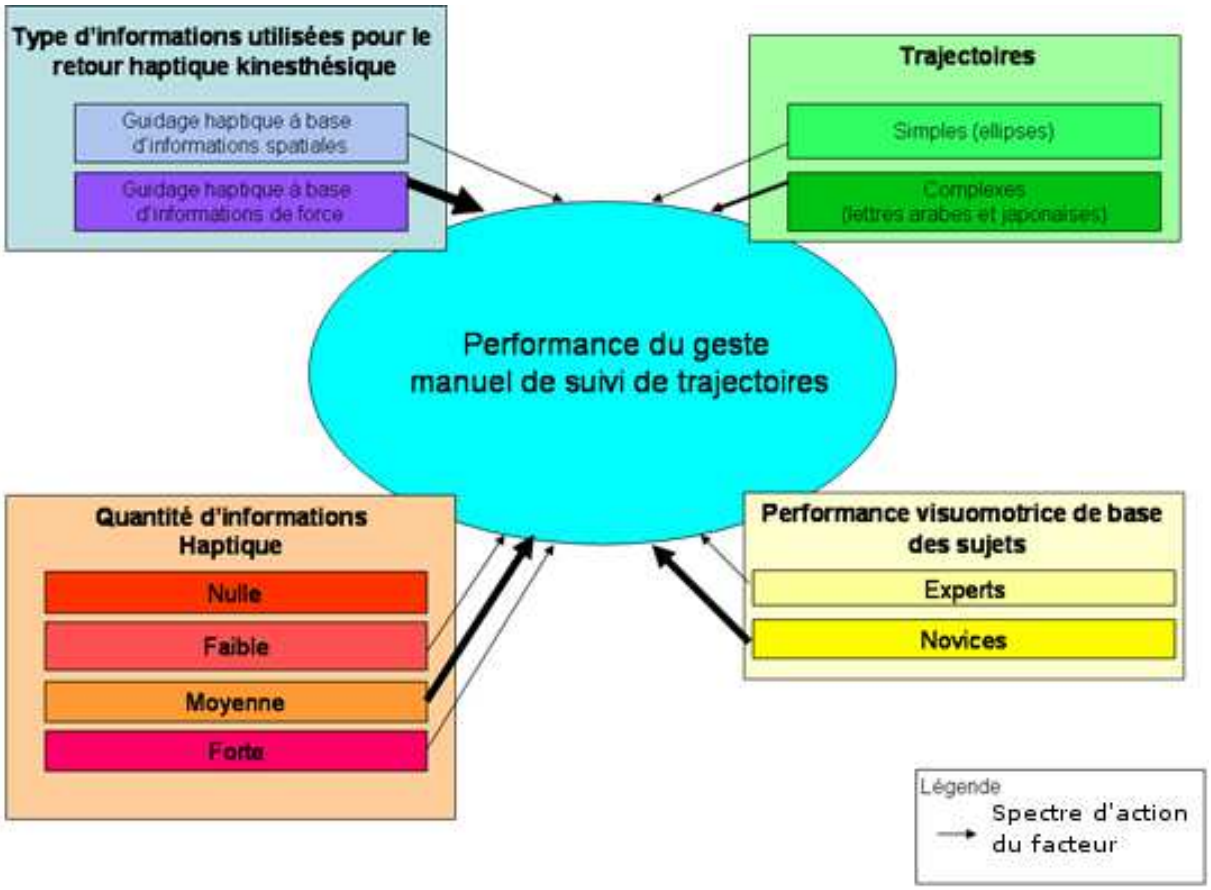


FIGURE 6.17 – Les différentes interactions observées au cours de nos expériences d'ajout de retours sensoriels kinesthésiques. Nous distinguons quatre pôles d'influences (trajectoires, type d'informations utilisés pour le guidage, quantité d'information haptique et performance visuomotrice de base des sujets) sur la performance du geste. Au sein de chacun de ces pôles, des spectres inégaux de chacun des facteurs sont présents, représentés par l'épaisseur des flèches. Par exemple, le niveau de performance visuomotrice de base chez le participant novice aura un spectre d'influence plus grand que chez le sujet expert (qui aura une performance élevée et relativement stable).

le toucher en terme de précision de forme. Par contre, les informations cinématiques sont principalement apportées par les retours sensoriels haptiques. L'exploration de l'utilisation de la variabilité des trajectoires lors des sessions d'entraînement sur l'expérience des ellipses, suggère un processus de généralisation. En effet, la connaissance issue d'un ensemble de trajectoires lors de la phase d'entraînement, est transférée à un autre ensemble de trajectoires du même type lors des phases de pré/post test. Ce résultat indiquerait que la variabilité des mouvements requis pourrait influencer grandement l'apprentissage moteur. Ce type de résultat est déjà mis en évidence dans d'autres domaines, tels que le sport [Bartlett *et al.*, 2007]. Enfin, l'influence dans le choix des différents paramètres (appelés « quantité d'informations haptiques ») n'est pas clairement établie. Nous avons tenté de réaliser une expérience dans ce sens mais un biais protocolaire ne nous autorise pas à conclure. Cependant, nous observons tout de même des résultats largement différents en fonction de la variation des paramètres du guidage haptique. Les résultats observés par Bayart *et al.* [Bayart *et al.*, 2005] montrent aussi l'importance du choix des paramètres, en fonction du niveau d'expertise du sujet vis-à-vis de la tâche. Il semblerait que si le guidage haptique est trop important, le sujet se repose complètement sur ce système. Il se trouve ainsi dans une situation « quasi passive », sans véritable effet sur son apprentissage. Lorsque le guidage haptique est trop faible, celui ci est similaire à une absence de retour haptique, et donc sans effet [Zarei-nia *et al.*, 2009]. Un juste milieu, dépendant de l'étape de progression au sein du processus d'apprentissage mènerait à un guidage le plus efficace et performant.

6.8 Références bibliographiques

[Baron and Bruillard, 1996] G. L. Baron and E. Bruillard. *L'informatique et ses usagers dans l'éducation*. Paris : PUF, 1996.

[Bartlett *et al.*, 2007] R. Bartlett, J. Wheat, and M. Robins. Is movement variability important for sports biomechanists ? *Sports Biomechanics*, 6(2) :224–243, 2007.

[Bayart *et al.*, 2005] B. Bayart, A. Pocheville, and A. Kheddar. An adaptive haptic guidance software module for i-touch : example through a handwriting teaching simulation and a 3d maze. *IEEE International Workshop on Haptic Audio Visual Environments and their Applications*, page 6, oct. 2005.

[Congedo and Lécuyer, 2006] M. Congedo and E. Lécuyer, Aand Gentaz. The influence of spatial delocation on perceptual integration of vision and touch. *Presence : Teleoperators and Virtual Environments*, 15(3) :353–357, 2006.

[Conti *et al.*, 2005] F. Conti, F. Barbagli, D. Morris, and Sewell C. Chai 3d : An open-source library for the rapid development of haptic scenes. *IEEE World Haptics*, March 2005. Pisa, Italy.

[De Vries, 2001] E. De Vries. Les logiciels d'apprentissage : panoplie ou éventail ? *Revue Française de Pédagogie*, 137 :105–116, 2001.

[Eid *et al.*, 2007] M. A. Eid, M. Mansour, A. H. El Saddik, and R. Iglesias. A haptic multimedia handwriting learning system. In *Emme '07 : Proceedings of the international workshop on Educational multimedia and multimedia education*, pages 103–108, New York, NY, USA, 2007. ACM.

[Feygin *et al.*, 2002] D. Feygin, M. Keehner, and R. Tendick. Haptic guidance : experimental evaluation of a haptic training method for a perceptual motor skill. *Proceedings of 10th Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems, 2002. HAPTICS 2002.*, pages 40–47, 2002.

[ForceDimension, 2001] ForceDimension. Web : http ://www.forcedimension.com/, 2001.

[Forsyth and Ponce, 2002] D. A. Forsyth and J. Ponce. *Computer Vision : A Modern Approach*. Prentice Hall Professional Technical Reference, 2002.

[Gilet, 2009] E. Gilet. *Modélisation Bayésienne d'une boucle perception-action : application à la lecture et à l'écriture*. PhD thesis, Université Joseph-Fourier - Grenoble I, 10 2009.

[Gillespie *et al.*, 1998] B. Gillespie, S. O'Modhrain, P. Tang, C. Pham, and D. Zaretsky. The virtual teacher. In *ASME International Mechanical Engineering Conference and Exposition*, volume vol. 64, pages 171–174, November 1998.

[Gouy-Pailler *et al.*, 2007] C. Gouy-Pailler, S. Zijp-Rouzier, S. Vidal, and D. Chêne. A haptic based interface to ease visually impaired pupils' inclusion in geometry lessons. In *Universal Access in Human-Computer Interaction. Applications and Services*, volume 4556 of *Lecture Notes in Computer Science*, pages 598–606. Springer Berlin / Heidelberg, 2007.

[Gregory *et al.*, 2000] A. D. Gregory, S. A. Ehmann, and M. C. Lin. intouch : Interactive multiresolution modeling and 3d painting with a haptic interface. In *VR '00 : Proceedings of the IEEE Virtual Reality 2000 Conference*, page 45, Washington, DC, USA, 2000. IEEE Computer Society.

[Henmi and Yoshikawa, 1998] K. Henmi and T. Yoshikawa. Virtual lesson and its application to virtual calligraphy system. *Proceedings of IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 2 :1275–1280 vol.2, 1998.

[Hennion *et al.*, 2005] B. Hennion, E. Gentaz, P. Gouagout, and F. Bara. Telemaque, a new visuo-haptic interface for remediation of dysgraphic children. *Eurohaptics Conference, 2005 and Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems. World Haptics 2005. First Joint*, pages 410–419, 2005.

[Hinckley *et al.*, 1994] K. Hinckley, R. Pausch, J.n C. Goble, and N. F. Kassell. Passive real-world interface props for neurosurgical visualization. In *CHI '94 : Proceedings of the SIGCHI conference on Human factors in computing systems*, pages 452–458, New York, NY, USA, 1994. ACM.

[Kenney and Keeping, 1962] J. F. Kenney and E. S. Keeping. *Mathematics of Statistics*, volume Pt. 1, chapter Root Mean Square, pages 59–60. NJ : Van Nostrand, 3rd edition, 1962. §4.15.

[Krakauer *et al.*, 1999] J. W. Krakauer, M.-F. Ghilardi, and C. Ghez. Independent learning of internal models for kinematic and dynamic control of reaching. *Nature Neurosciences*, 2(11) :1026–1031, 1999.

[Lacquaniti *et al.*, 1983] F. Lacquaniti, C. Terzuolo, and P. Viviani. The law relating the kinematic and figural aspects of drawing movements. *Acta Psychologica*, 54(1-3) :115–130, 1983.

[Liu *et al.*, 2006] J. Liu, Sc. Cramer, and Dj. Reinkensmeyer. Learning to perform a new movement with robotic assistance : comparison of haptic guidance and visual demonstration. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, 3(1743-0003 (Electronic)) :20, 2006.

[Maoz *et al.*, 2006] U. Maoz, E. Portugaly, T. Flash, and Y. Weiss. Noise and the two-thirds power law. In Y. Weiss, B. Schölkopf, and J. Platt, editors, *Advances in Neural Information Processing Systems*, volume 18, pages 851–858. MIT Press, Cambridge, MA, 2006.

[Mytkowicz *et al.*, 2006] T. Mytkowicz, A. Diwan, M. Hauswirth, and P. F. Sweeney. Aligning traces for performance evaluation. *20th International Conference on Parallel and Distributed Processing Symposium*, page 8, 2006.

[Niels, 2004] R. Niels. Dynamic Time Warping : An intuitive way of handwriting recognition ? Master's thesis, Radboud University Nijmegen, Faculty of Social Sciences, Department of Artificial Intelligence / Cognitive Science, nov dec 2004. http ://dtw.noviomagum.com.

[Palluel-Germain *et al.*, 2007] R. Palluel-Germain, F. Bara, A. Hillairet de Boisferon, B. Hennion, P. Gouagout, and E. Gentaz. A visuo-haptic device - telemaque - increases kindergarten children's handwriting acquisition. *EuroHaptics Conference, 2007 and Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems. World Haptics 2007. Second Joint*, pages 72–77, 2007.

[Schmidt and Lee, 1987] R. A. Schmidt and T. D. Lee. *Motor Control and Learning : A Behavioral Emphasis.* Champaign, IL : Human Kinetics, 2 edition, 1987.

[SensAble Technologies, 1993] Inc. SensAble Technologies. Web : http ://www.sensable.com, 1993.

[Smyth and Silvers, 1987] M.M. Smyth and G. Silvers. Functions of vision in the control of handwriting. *Acta psychologica*, 65(1) :47–64, 1987.

[Solis *et al.*, 2002] J. Solis, C. A. Avizzano, and M. Bergamasco. Teaching to write japanese characters using a haptic interface. *Proceedings of 10th Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems*, pages 255–262, 2002.

[Srimathveeravalli and Thenkurussi, 2005] G. Srimathveeravalli and K. Thenkurussi. Motor skill training assistance using haptic attributes. *First Joint Eurohaptics Conference and Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems*, pages 452–457, 2005.

[Srimathveeravalli *et al.*, 2006] G. Srimathveeravalli, V. Gourishankar, and K. Thenkurussi. Haptic attributes and human motor skills. *14th Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems.*, pages 453–459, 2006.

[Srimathveeravalli *et al.*, 2007] G. Srimathveeravalli, V. Gourishankar, and K. Thenkurussi. Comparitive study : Virtual fixtures and shared control for rehabilitation of fine motor skills. *Second Joint Eurohaptics Conference and Symposium on haptic interfaces for Virtual Environment and Teleoperator systems 2007, World Haptics Conference 2007 (WHC 2007), TSUKUBA, JAPAN*, 03 2007.

[Swapp *et al.*, 2006] D. Swapp, V. Pawar, and C. Loscos. Interaction with co-located haptic feedback in virtual reality. *Virtual Reality*, 10(1) :24–30, May 2006.

[Teo *et al.*, 2002] C. L. Teo, E. Burdet, and H. P. Lim. A robotic teacher of chinese handwriting. *Proceedings of 10th Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems*, pages 335–341, 2002.

[Vicente and Rasmussen, 1992] K.J. Vicente and J. Rasmussen. Ecological interface design : theoretical foundations. *IEEE Transactions on Systems, Man and Cybernetics*, 22(4) :589–606, Jul/Aug 1992.

[Viviani and Flash, 1995] P. Viviani and T. Flash. Minimum-jerk, two-thirds power law, and isochrony : Converging approaches to movement planning. *Journal of Experimental Psychology : Human Perception and Performance*, 21(1) :32 – 53, 1995.

[Viviani and Schneider, 1991] P. Viviani and R. Schneider. A developmental study of the relationship between geometry and kinematics in drawing movements. *Journal of Experimental Psychology : Human Perception and Performance*, 17(1) :198–218, 1991.

[Viviani and Terzuolo, 1982] P. Viviani and C. Terzuolo. Trajectory determines movement dynamics. *Neuroscience*, 7(2) :431–437, 1982.

[Weil and Amundson, 1994] M. J. Weil and S. J. Amundson. Relationship between visuomotor and handwriting skills of children in kindergarten. *American Journal of Occupationnal Therapy*, 48(11) :982–988, 1994.

[Yokokohji *et al.*, 1996a] Y. Yokokohji, R. L. Hollis, T. Kanade, K. Henmi, and T. Yoshikawa. Toward machine mediated training of motor skills. skill transfer from human to human via virtual environment. *5th IEEE International Workshop on Robot and Human Communication.*, pages 32–37, 1996.

[Yokokohji *et al.*, 1996b] Y. Yokokohji, R.L. Hollis, and T. Kanade. What you can see is what you can feel-development of a visual/haptic interface to virtual environment. *Proceedings of the IEEE Virtual Reality Annual International Symposium.*, pages 46 –53, 265, Mar-3 Apr 1996.

[Zarei-nia *et al.*, 2009] K. Zarei-nia, X.-D. Yang, P. Irani, and N. Sepehri. Evaluating factors that influence path tracing with passive haptic guidance. In *Haptic and Audio Interaction Design*, volume 5763 of *Lecture Notes in Computer Science*, pages 21–30. Springer Berlin / Heidelberg, 2009.

[Zesiger, 1995] P. Zesiger. *Ecrire : approches cognitive, neuropsychologique et développementale*. Presses universitaires de France, 1995.

Chapitre 7

Suivi de trajectoires 3D simples : Modification d'indices kinesthésiques en environnement virtuel

Sommaire

7.1 Etat de l'art sur les indices kinesthésiques 124
7.2 Expérience - Modification d'indices kinesthésiques en environnement virtuel 126
7.2.1 Matériel et méthode 127
7.2.2 Résultats 137
7.3 Discussion et conclusion 139
7.4 Références bibliographiques 140

L'analyse des indices kinesthésiques peut apporter une meilleure compréhension de l'influence des dispositifs haptiques sur le geste manuel. Dans ce chapitre, nous allons poser la question de la quantification de cette influence à travers une expérience de modification de ces indices kinesthésiques.

Par indices kinesthésiques, nous entendons des renseignements de la part de l'environnement qui aideraient à la réalisation d'un geste, de manière consciente ou inconsciente. A la manière des ombres qui aident de manière importante la perception visuelle (et notamment la profondeur), nous allons étudier dans ce chapitre, l'influence d'indices kinesthésiques de type gravité et inertie sur la réalisation du geste manuel. Afin d'analyser cette influence, nous allons tenter de modifier l'importance de ces paramètres et d'observer les conséquences de ces modifications. Nous commencerons par une présentation de la littérature sur la modification de ces indices kinesthésiques, notamment par des vols paraboliques en microgravité. Nous exposerons ensuite nos hypothèses de travail et l'expérimentation mise en place. Une troisième partie sera consacrée à la présentation du dispositif particulier utilisé : la configuration workbench et spidar. La présentation des résultats de cette expérience occupera la quatrième partie. Elle sera suivie par une discussion sur l'influence de ces indices kinesthésiques et enfin, une conclusion.

7.1 Etat de l'art sur les indices kinesthésiques

L'importance des ombres dans la perception visuelle est démontrée [Sugano *et al.*, 2003] et justifie les nombreuses recherches dans le domaine. Les indices kinesthésiques ou « ombres haptiques » ont-ils un rôle similaire ? (*cf.* figure 7.1).

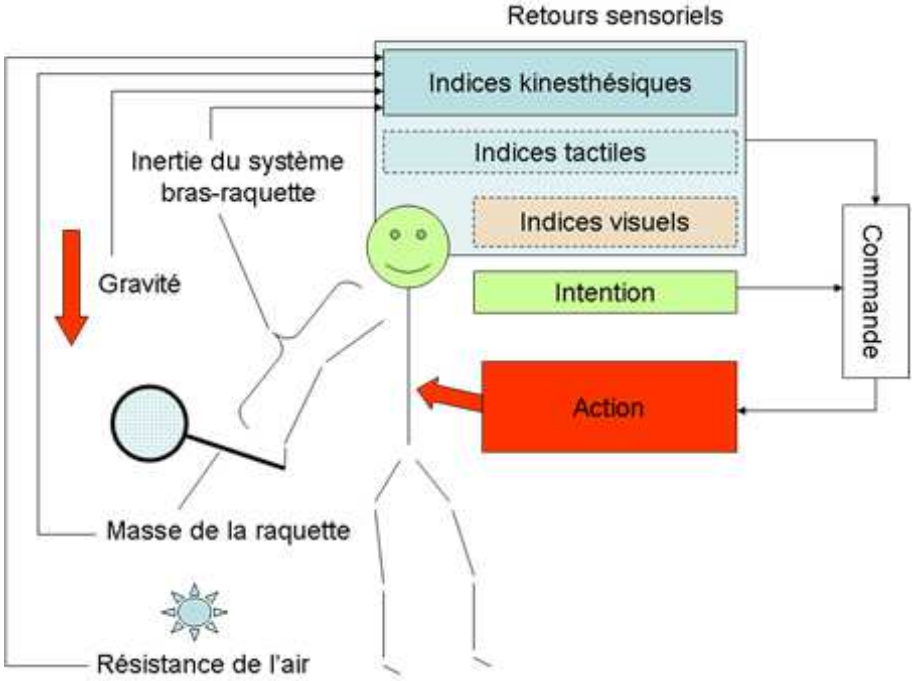


FIGURE 7.1 – Influence des indices kinesthésiques sur la boucle sensorimotrice humaine. L'inertie du système bras-raquette, la gravité, la masse de la raquette ou encore la résistance de l'air, sont autant d'indices kinesthésiques qui participent aux retours sensoriels lors de la réalisation du geste de la frappe d'une balle au tennis.

Le rôle de ces indices kinesthésiques a été largement étudié, notamment par le recours à des modifications de la gravité. Bock *et al.* (1992) ont réalisé une série d'expériences en vol parabolique (*cf.* figure 7.2) [Bock *et al.*, 1992; Bock *et al.*, 1996b; Bock *et al.*, 1996a]. Les auteurs montrent que pour des tâches de pointages, lors des conditions Hyper-G ou Zero-G, les sujets pointaient systématiquement plus loin que la cible. Ils émettent l'hypothèse que cette modification de performance peut être attribuée à une dégradation des indices proprioceptifs et/ou à une utilisation inappropriée des programmes moteurs en présence de changement de gravité. Les auteurs suggèrent que cette modification de gravité impliquerait une surestimation de la perception de la masse du bras par le système moteur.

McIntyre et ses collègues ont proposé des expériences similaires de saisie de balle en condition de micro gravité. Ils soulignent l'importance de ces expériences vis-à-vis des systèmes de références perceptifs ainsi que vis-à-vis des représentations internes utilisées par le système moteur humain [McIntyre *et al.*, 1998]. Ils ne mentionnent néanmoins pas de résultat sur ce type d'expérience. Il faut attendre quelques années pour voir les résultats de cette étude avec les expériences de Lipshits en 2007 [Lipshits and McIntyre, 2007]. L'étude porte sur des cosmonautes, en conditions de micro-gravité depuis six mois environ. L'expérience montre que la résolution de ce type de problème par le système nerveux central repose uniquement sur l'utilisation d'indices proprioceptifs en l'absence de gravité. Les indices kinesthésiques liés à la perception de la gravité n'auraient pas d'influence sur la planification

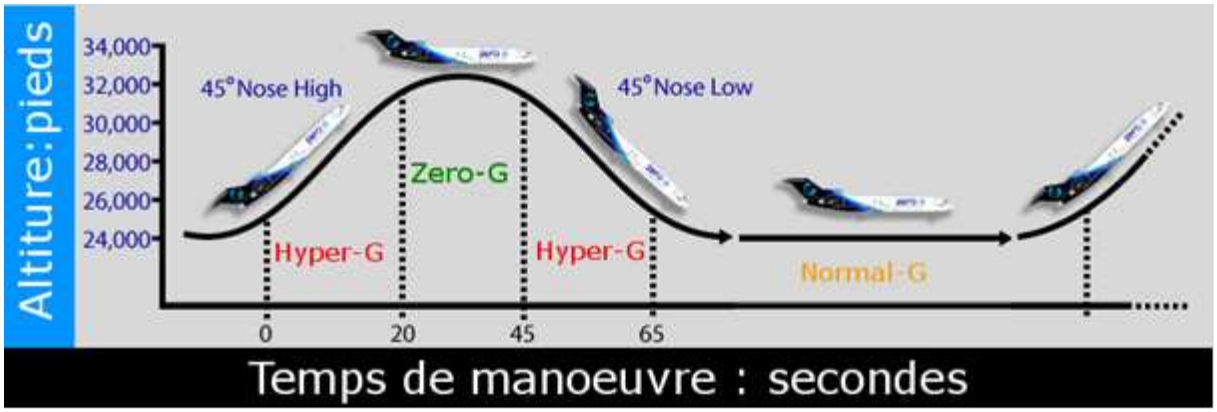


FIGURE 7.2 – Principe du vol parabolique. Lors des différentes phases d'oscillation de l'avion, il y a une succession d'une phase d'hyper gravité (Hyper-G), puis 25 secondes où l'avion n'est plus soumis à la gravité terrestre (Zero-G), puis de nouveau une phase d'hyper gravité (Hyper-G). La condition de gravité normale est obtenue dans une condition de vol sans oscillations (Normal-G).

et la réalisation du geste. On peut pourtant souligner que la durée d'exposition des sujets de l'expérience rentre pleinement en jeu dans ces résultats. On peut suggérer qu'il y a eu reconfiguration des modèles internes utilisée par ces sujets pour réaliser cette tâche motrice. Enfin, Coello *et al.* proposent une expérience impliquant des indices kinesthésiques de type force de Coriolis grâce à une expérience de pointage sur une chaise tournante [Coello *et al.*, 1996]. Il y a dans ce cas une modification des indices relatifs à la perception de la gravité. Les résultats montrent une adaptation progressive de l'amplitude et de la direction à partir de modifications de la trajectoire du bras, basée (semble t-il) sur les connaissances kinesthésiques des essais précédents. Ce type d'études montre clairement qu'il y a une influence des indices kinesthésiques de type force de gravité sur la performance des gestes moteurs. On peut souligner l'importance de ces études en condition de micro gravité [McIntyre *et al.*, 1998]. Celles-ci permettent de découpler les effets de la masse et du poids. En micro gravité, le membre conservera une masse mais pas de poids. Ces études permettent d'évaluer l'adaptation des modèles de dynamique internes où les relations entre la masse, les forces, les torsions et les accélérations sont profondément modifiées. Les expériences menées sur terre, telles que l'ajout de masse au membre effecteur ou les expériences sous marines, bien moins coûteuses tout en permettant l'étude de ces variations. Cependant, l'ajout de masse sur l'effecteur sur terre aura pour conséquence l'augmentation de l'inertie de l'effecteur, additionnée d'un changement des indices gravitationnels perçus par les articulations. Ce type de méthode ne peut donc pas séparer les composantes de masse et de poids, et leurs interactions et utilisations dans la planification motrice. Pire, elle peut même dans certains cas se révéler un élément perturbateur. Comme le montre Atkeson (1985) [Atkeson and Hollerbach, 1985], les caractéristiques invariantes de la trajectoire manuelle ne sont pas affectées par l'ajout de masse à l'effecteur, alors que les mouvements verticaux varient grandement en fonction de la gravité [Atkeson and Hollerbach, 1985; Fisk *et al.*, 1993]. Cette étude suggère que l'ajout de poids et les indices issus de la gravité sont traités de manière indépendante. Les mouvements réalisés en condition sous marine (ce qui a pour effet d'ajouter de l'inertie au système effecteur par une augmentation de la viscosité s'opposant au mouvement du membre) sont aussi critiqués pour l'influence multiple de la viscosité et du changement de masse du membre (pression d'Archimède). Les conditions en micro gravité seraient donc un environnement unique à cette séparation d'indices kinesthésiques propres à la gravité et des indices kinesthésiques propres à la proprioception (masse, inertie,...). Mise à part cette remarque sur l'influence couplée de ces indices, des études ont tenté de montrer leur influence couplée sur la réalisation de mouvements.

Ott *et al.* observent une influence positive sur la fatigue musculaire en condition de gravité compensée dans un environnement virtuel [Ott *et al.*, 2005]. Kwon *et al.* implémentent un compensateur de gravité dans un système de micro chirurgie et observent une amélioration d'environ 70% de la perception de l'opérateur [Kwon *et al.*, 1999]. D'autre études montrent néanmoins une dégradation des performances de l'utilisateur, similaires aux résultats obtenus en condition de micro gravité. Ellis *et al.*, lors de la mise en place d'un dispositif haptique, émettent l'hypothèse que la modification de gravité par le dispositif ainsi que l'inertie du dispositif peuvent distordre la perception de l'opérateur [Ellis *et al.*, 1996]. Lackner *et al.* montrent clairement la dégradation des performances du mouvement manuel dans des conditions où la gravité (hyper gravité ou micro gravité) est modifiée [Lackner and DiZio, 2005]. Gentaz et Hatwell suggèrent qu'un changement des indices gravitationnels joue un rôle important dans le codage des orientations mais que ces effets ne sont pas symétriques en cas d'accentuation ou de diminution de ces indices [Gentaz and Hatwell, 1996]. Concernant la modification de masse, des études sur le pointage précis [Berkelman and M., 2006] montrent une corrélation entre l'augmentation du degré d'inertie du système et la diminution du temps de pointage. Cela semble suggérer que l'accentuation des indices kinesthésiques de type inertiels est bénéfique pour la performance du geste manuel.

En conclusion, à la vue de l'état de l'art en présence, deux hypothèses peuvent être émises :
(1) un changement dans les indices kinesthésiques, tel que la modification des contraintes gravitaires ou un changement de la masse/inertie du système, mène à une dégradation des perceptions sensorielles et donc, de la performance de l'utilisateur.
(2) ces changements kinesthésiques agiraient de manière positive sur la performance humaine par une réduction des effets de fatigue (diminution de la gravité par simulation) et une accentuation des retours sensoriels (augmentation de l'inertie/masse, augmentation de la gravité).

Ces deux hypothèses sont contradictoires mais pourtant essentielles dans de nombreuses tâches. En effet, la course à la performance inertielle nulle des dispositifs haptiques est elle justifiée ? Des dispositifs avec une inertie plus grande ne nous permettraient-ils pas d'améliorer nos performances lors de tâches manuelles en influant sur nos perceptions kinesthésiques ? Les efforts menés dans le sens du confort (compensation de la gravité) pour certains systèmes se justifient-ils ?

Nous avons réalisé une expérience de modification des indices kinesthésiques de type masse et inertie afin de mieux comprendre leur fonctionnement, notamment par l'utilisation de dispositifs haptiques qui permettent d'influer ces indices. Pour tenter d'analyser cette question, sans avoir recours aux moyens coûteux d'un vol parabolique, nous avons utilisé une configuration de réalité virtuelle lors d'une tâche de suivi de trajectoire. Le paragraphe suivant décrit le contexte expérimental et l'expérience.

7.2 Expérience - Modification d'indices kinesthésiques en environnement virtuel

Les hypothèses que nous nous proposons de vérifier sont celles proposées par Gentaz *et al.* [Gentaz and Hatwell, 1996], en l'occurrence le fait que des changements des indices gravitationnels ont des effets, non symétriques. Les auteurs suggèrent qu'une diminution des indices gravitationnels induirait un mécanisme de traitement basé sur un codage angulaire des articulations (ou exécution dans l'espace de tâches des articulations) et donc une diminution de la performance de l'utilisateur. Une augmentation des indices gravitationnels induirait un traitement cognitif basé sur le système de coordonnées géocentrées, plus propice à une augmentation de performance motrice spatiale. Dans ce cadre d'étude, nous pensons qu'une accentuation des indices kinesthésiques va engendrer une sur-activation des retours proprioceptifs et ainsi améliorer la performance de l'utilisateur. D'autre part, une compensation de la masse de l'outil manipulé devrait réduire les indices kinesthésiques, et ainsi avoir des conséquences néfastes sur la performance de l'utilisateur. Afin de tester ces hypothèses, nous allons nous intéresser à un geste de suivi de

trajectoire complexe (*cf.* § 7.2.1) (combinaison de mouvements verticaux et horizontaux, mais aussi en profondeur) dans une configuration de réalité virtuelle (*cf.* § 7.2.1). La tâche que nous voulons tester est une tâche de suivi de trajectoire, nécessitant une forte intégration des retours visuels et kinesthésiques. L'utilisateur doit être libre de ses mouvements, sans l'aide effectif du dispositif. Nous ne nous trouvons pas dans le cadre du guidage haptique décrit dans le chapitre 3. Nous nous contentons ici d'ajouter ou de diminuer certains indices kinesthésiques afin de mieux en comprendre leurs implications sur la tâche motrice.

7.2.1 Matériel et méthode

Trajectoire

Concernant la trajectoire, nous avons adopté la tâche de suivi de trajectoire tridimensionnelle de type « anneau sur un fil » (*Ring-on-a-wire*) (*cf.* figure 7.3). Le but est de faire voyager un anneau métallique attaché à une poignée, le long du parcours (fil) en évitant que les deux ne rentrent en contact. Lorsqu'il y a contact, un signal (généralement lumineux) est émis. Ce type de trajectoire nécessite des mouvements complexes en translation et en rotation. Elle présente de nombreux avantages concernant les niveaux de difficulté, la nature réalisable de cette tâche (kermesse d'école) et son utilisation dans la littérature [Rose *et al.*, 2000; Basdogan *et al.*, 2000; Ellis *et al.*, 1997; Zhai *et al.*, 2004]. Elle permet d'envisager des expériences comparant les performances en environnement réel *vs* environnement virtuel, comme l'ont proposé Ortega *et al.* [Ortega and Coquillart, 2006].

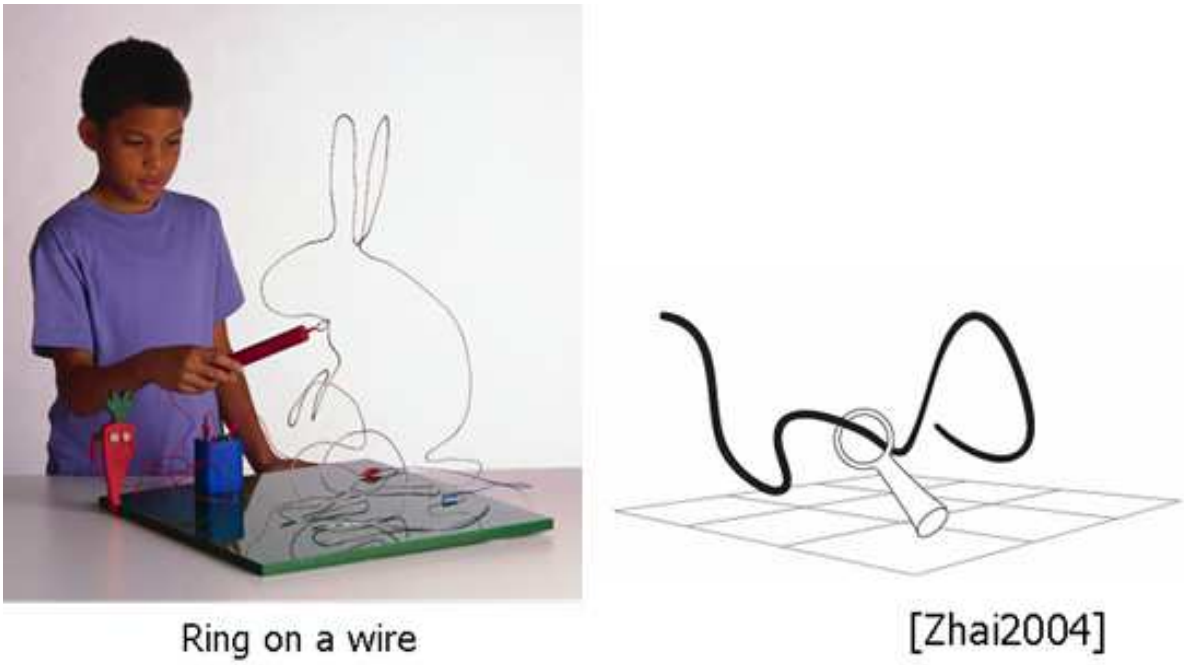


FIGURE 7.3 – Tâche de suivi de trajectoire complexe : « anneau sur un fil ». (Gauche) Approche réelle à travers le jeu du fil électrique. (Droite) Approche utilisée en réalité virtuelle.

La trajectoire initialement pensée provient d'un jeu de kermesse et présente des niveaux de difficulté différents. La figure 7.4 reprend la trajectoire initiale et les degrés de difficultés associés. Le calcul des indices de difficulté s'est réalisé selon la méthode proposée par Zhai *et al.* [Zhai *et al.*, 2004], poursuivant la loi de Fitts [Fitts, 1954]. Ce type de mesure est largement utilisé dans les études sur les interfaces homme-machine.

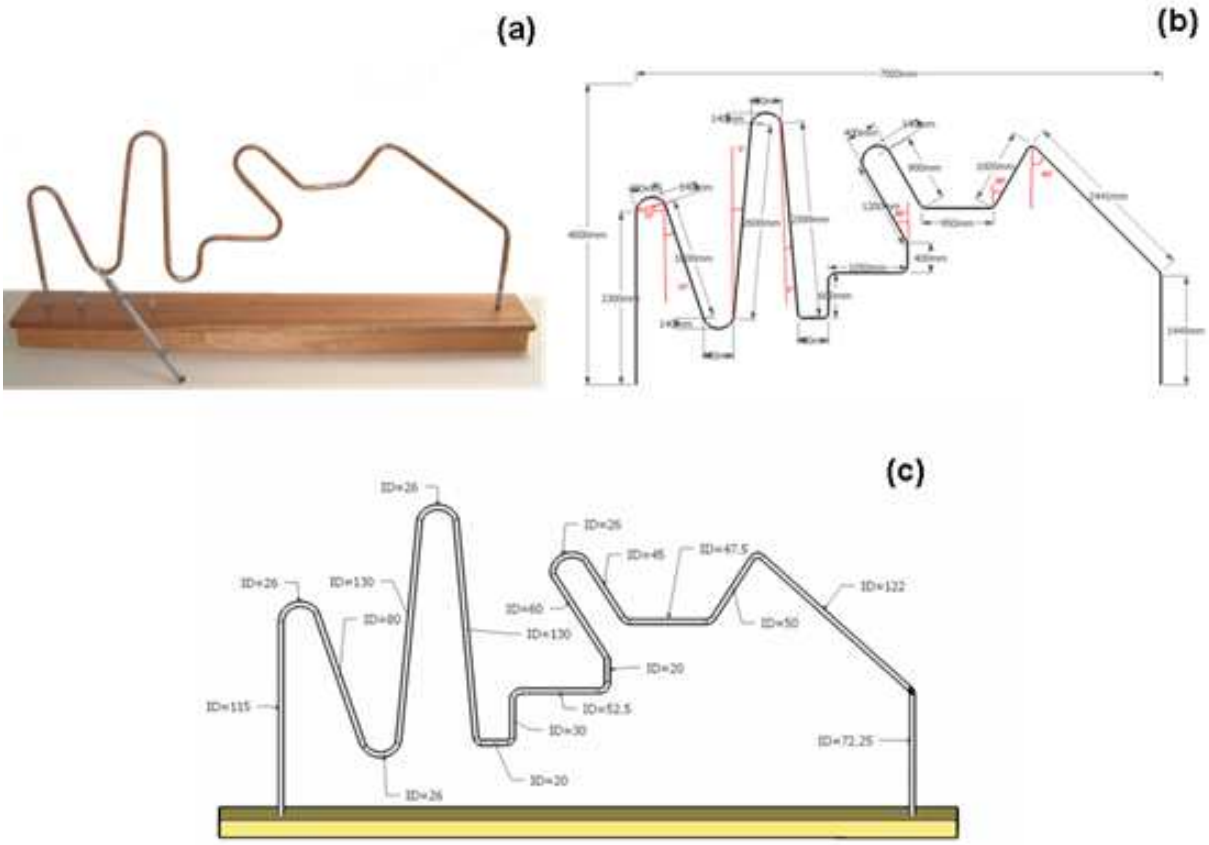


FIGURE 7.4 – Trajectoire réelle utilisée pour un jeu de kermesse [source : www.espacereve.be]. (b) Modèle avec cotation de la trajectoire. (c) Indices de difficulté associés aux différentes portions de la trajectoire, calculés par la méthode proposée par Zhai (2004) (*cf.* texte pour les détails).

Cependant, cette trajectoire s'est révélée trop complexe vis-à-vis des limitations techniques du dispositif haptique utilisé. Nous avons donc dû repenser la trajectoire en prenant en compte ces limitations (notamment sur les angles et rotations possibles). La trajectoire finale est présentée dans la figure 7.5 suivante. Le flux de la trajectoire proposée se déroule de gauche à droite en respect des mouvements « classiques » de notre civilisation européenne.

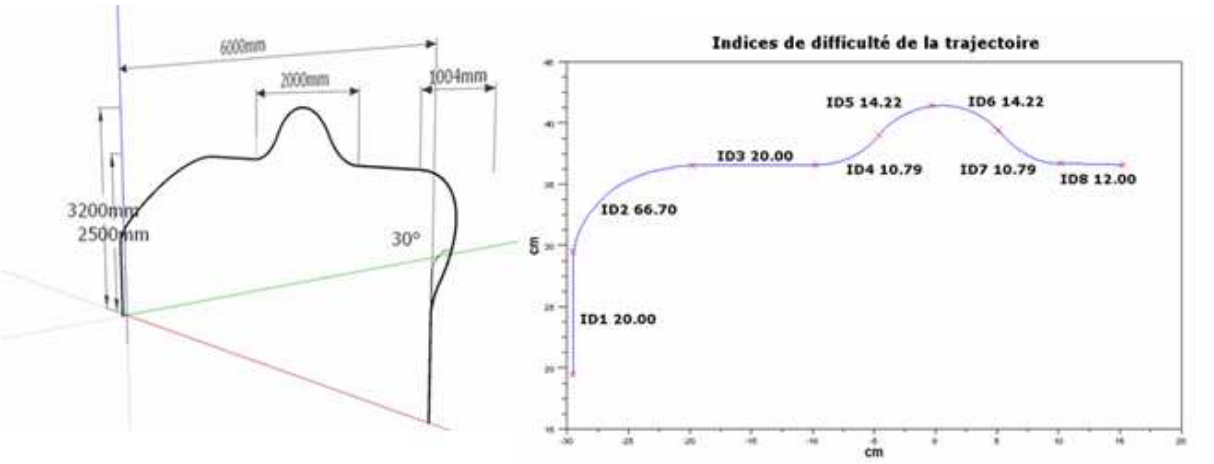


FIGURE 7.5 – Trajectoire finale (droite) et indices de difficulté associés (gauche), calculés par la méthode proposée par Zhai (2004).

Conditions expérimentales

Comme l'a montré Feygin [Feygin *et al.*, 2002], la présence simultanée de retours sensoriels haptiques et visuels améliore la performance de l'utilisateur par rapport à la présence de retours visuels seuls ou retours haptiques seuls. Poursuivant cette idée d'intégration multi-sensorielle, nous avons conçu une expérience basée sur l'ajout simultané d'indices visuels et haptiques. Le retour sensoriel visuel implémenté consistait en un changement de couleur de la boule indiquant le centre de la baguette manipulée par l'utilisateur. Le changement de couleur reflétait des zones d'alerte décrites par l'algorithme suivant (*cf.* figure 7.6) :

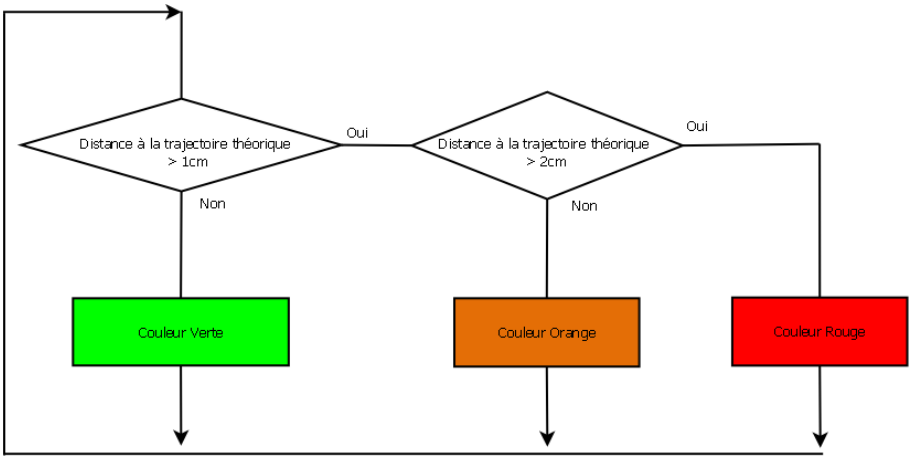


FIGURE 7.6 – Algorithme de changement de couleur du retour visuel.

Afin de limiter les problèmes d'occlusion, nous avons mis en œuvre une baguette légère (≈50g), aux bords en Plexiglas. La forme de la baguette a été dictée par les contraintes du dispositif haptique utilisé dans cette étude (*cf.* figure 7.7).

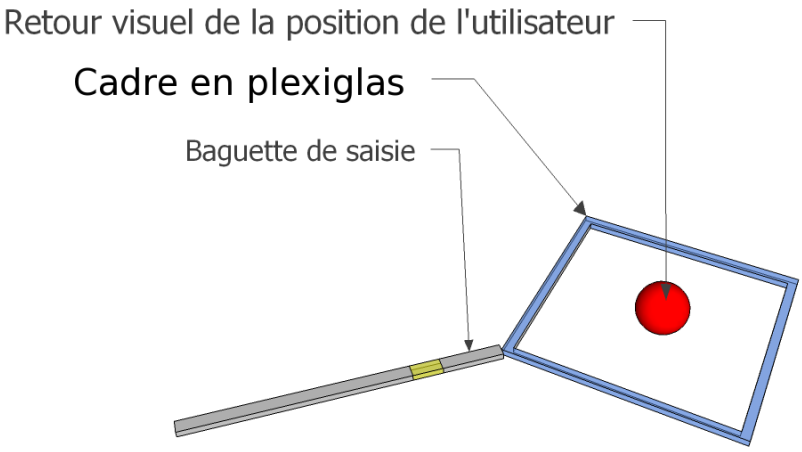


FIGURE 7.7 – Baguette utilisée pour l'expérience de l'"anneau sur un fil". Le cadre de la baguette est en Plexiglas afin de limiter les problèmes d'occlusion entre le fil virtuel et la baguette. La position effective est représentée par une sphère située au centre de la baguette.

Comme nous souhaitons estimer l'influence du retour sensoriel kinesthésique uniquement, le retour visuel était présent tout au long de l'expérience. Deux sphères étaient aussi représentées afin de déterminer le début et la fin de l'enregistrement de la trajectoire. Concernant les retours sensoriels de type kinesthésiques, nous avons testé trois conditions. Une première consistait à compenser artificiellement la masse de la baguette. Une force constante de 0.5 newtons (correspondant au poids de la baguette) dirigée vers le haut était alors appliquée. Nous nommerons cette condition « compensation de la gravité », bien que la compensation véritable de la gravité n'est possible qu'en s'astreignant du champ de gravité de la terre (voir l'état de l'art sur les indices kinesthésiques § 7.1). Cependant, dans le champ de la réalité virtuelle, ce type de compensation de masse est souvent relaté sous le terme « gravity compensation »[Ott *et al.*, 2005]. Cette compensation des indices kinesthésiques liés au poids de la baguette devrait réduire l'influence de ces indices, et donc mener à une dégradation des performances de l'utilisateur. La second type de retour kinesthésique consistait à ajouter de l'inertie de manière artificielle à notre dispositif haptique (qui lui-même ne possède que très peu d'inertie). Afin de simuler cette inertie, nous avons implémenté une force s'opposant au mouvement de l'utilisateur dans toutes les directions de l'espace. C'est donc une force de friction directement proportionnelle à la vitesse de la baguette et donnant l'impression de manipuler la baguette dans un fluide plus ou moins visqueux. Deux niveaux d'inertie on été proposés d'après les valeurs publiés dans la littérature : 2 N/mm et 5 N/mm. Nous définissons ainsi la condition d'**inertie faible** (2 N/mm) et la condition d'**inertie forte** (5 N/mm). Nous avons choisi ces valeurs de friction afin qu'elles ne gênent pas l'utilisateur dans la réalisation du mouvement. Leur ressenti était présent mais ne perturbait pas la réalisation du mouvement (voir l'analyse des questionnaires dans la section résultats). En augmentant les retours sensoriels de type kinesthésiques, nous nous attendons à une amélioration de la performance des utilisateurs.

Dispositif et verrous technologiques

Nous avons listé dans le paragraphe 7.1 un certain nombre d'avantages à l'utilisation d'une situation en réalité virtuelle (coût, adéquation à des tâches usuelles de la réalité virtuelle, tâches réalisables sur terre...). La trajectoire que nous avons proposé impose un certain nombre de barrières dans le choix du dispositif pour mener notre expérience. Tout d'abord, la taille de cette trajectoire (60 cm de largeur) implique à la fois un dispositif de visualisation et d'interaction de grande envergure. Nous allons présenter dans la suite de ce paragraphe un dispositif de réalité virtuelle répondant à nos attentes : la configuration workbench et SPIDAR.

Le workbench : plan de travail virtuel La configuration proposée est le Workbench ou *plan de travail virtuel* (*cf.* figure 7.8), issue des travaux de Kruger *et al.* [Kruger and Froehlich, 1994; Kruger *et al.*, 1995]. Il s'agit de deux écrans de visualisation (écran vertical et écran horizontal) sur lesquels sont projetées les images par deux vidéoprojecteurs placés à l'intérieur du dispositif. La projection sur l'écran horizontal est obtenue grâce à l'utilisation d'un miroir placé sous l'écran. Dans la configuration utilisée, la surface de projection était de 110x180cm par écran et les images était projetée par deux vidéoprojecteurs tri-tubes. La résolution de ces images était de 1280x1024 pixels, à une fréquence de 96Hz par écran. La stéréo est restituée par l'affichage successif d'images pour l'œil droit puis d'images pour l'œil gauche. La séparation de chacune de ces images est réalisée par le port de lunettes dites *occultantes*, synchronisées sur la fréquence d'affichage des vidéoprojecteurs. Un dispositif de synchronisation des lunettes est placé au dessus du workbench. De plus, le point de vue de l'utilisateur (position de la tête) est constamment localisé afin d'afficher une image calculée pour ce point de vue. L'utilisateur peut ainsi observer une scène virtuelle en stéréoscopie sur un large espace de visualisation, en fonction de son point de vue propre.

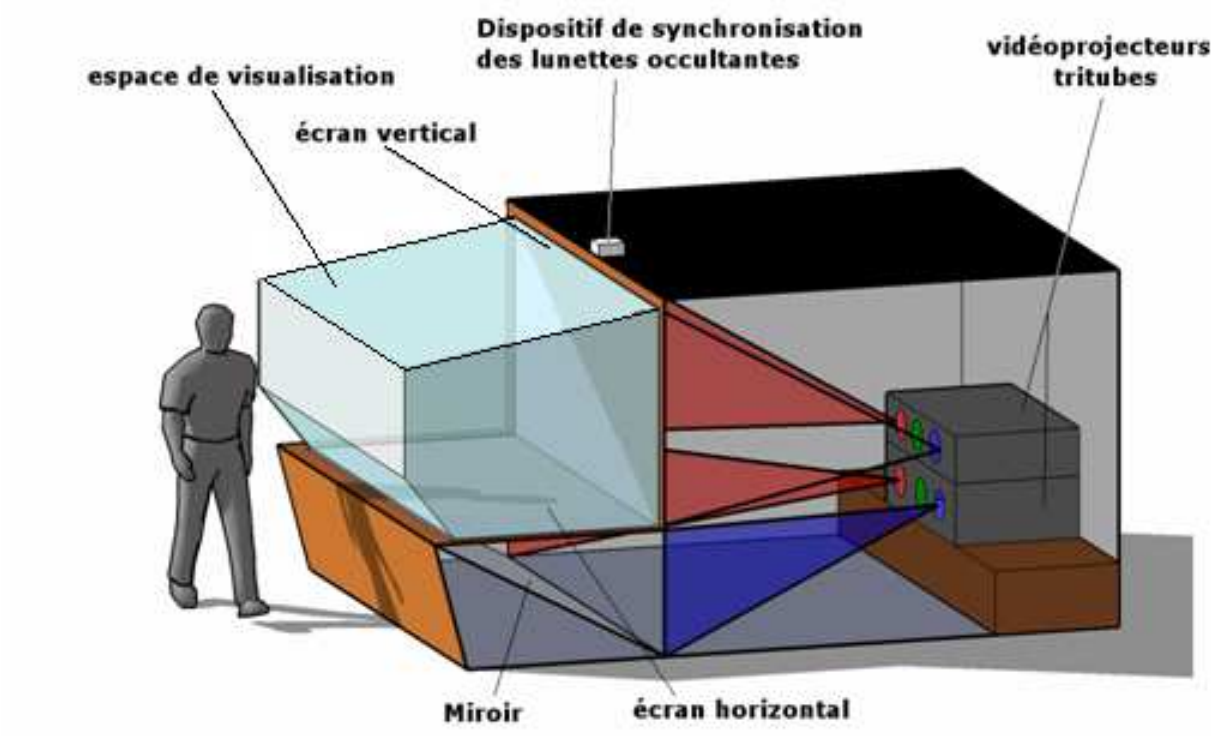


FIGURE 7.8 – Vue éclatée du workbench. Pour la description des différents éléments, voir le texte.

Ce dispositif utilise la même approche que des dispositifs du type *Cave* [Cruz-Neira *et al.*, 1992] ou *FishTank* [Ware *et al.*, 1993] et est utilisé dans de nombreuses applications telles que le prototypage virtuel [Ortega and Coquillart, 2006], le modelage et la sculpture virtuelle [Gregory *et al.*, 2000] ou encore la visualisation de données scientifiques [Brederson *et al.*, 2000].

Le SPIDAR Le spidar doit son nom à un fabuleux jeu de mot. En anglais, *spider* signifie araignée. L'acronyme donné par Sato [Sato *et al.*, 1992] SPIDAR (SPace Interface Device for Artificial Reality) rappelle la configuration d'une toile d'araignée car c'est un dispositif à base de câbles (*cf.* § 2.4.3). Il entre dans la catégorie des dispositifs manipulables, et permet un retour haptique à trois degrés de liberté (pour la version à quatre moteurs) ou six degrés de liberté (pour la version à 8 moteurs). La longueur des câbles, contrôlée par l'enroulement autour de poulies entraînées par des moteurs, permet de freiner, arrêter ou guider un utilisateur. Le point d'application des forces est généralement simple dans le cas d'un SPIDAR à trois ddl. Il se complique drastiquement au niveau de l'attache pour un contrôle à six ddl, en forme de croix. Les avantages du dispositif SPIDAR sont nombreux. La légèreté des différents composants que va manipuler l'utilisateur est un avantage indéniable. Le poids ressenti par l'utilisateur est quasiment nul (poids des fils et des attaches) comparé à un dispositif de type PHANToM ou exosquelette. Cette légèreté lui confère aussi de très bonnes propriétés en terme d'inertie car le système n'en présente que très peu. De cette légèreté et simplicité d'approche, découle une faible occlusion visuelle de la part du dispositif. L'utilisateur peut être placé devant un écran sans que les câbles (de faible diamètre) ne soient dérangeants pour l'interaction. Concernant le choix des câbles, un compromis permet d'obtenir une version présentant peu de tension élastique de la part du fil, assurant que des forces importantes puissent être appliquées, avec l'assurance de bonnes conditions de sécurité (fil qui casse en cas d'incident). Le choix de câbles en nylon permet de s'astreindre des influences métalliques qui pourraient perturber des dispositifs de type électromagnétiques, couramment utilisé pour la localisation du point de vue de l'utilisateur. Enfin, un dernier avantage présenté par le SPIDAR est son relatif faible coût. Malheureusement, le SPIDAR ne permet pas d'obtenir une grande amplitude de mouvement en terme de rotations. Le faible couple créé par le système d'attache en croix ne permet pas d'estimer les rotations avec précision. D'autre part, au delà d'un angle de 45°en rotation, le système devient instable du fait de ces imprécisions de calculs. Une solution serait d'augmenter le bras de levier en déportant les points d'attache en croix. Cependant, cela restreint grandement l'espace de manipulation de l'utilisateur. Au-delà de 90°, le système est exposé à un risque d'emmêlement des câbles. C'est pour cette raison que nous avons été amenés à simplifier la trajectoire étudiée (*cf.* § 7.2.1).

La configuration Workbench + SPIDAR Tarrin *et al.* (2003) ont adapté le SPIDAR à la configuration du workbench [Tarrin *et al.*, 2003]. Cette configuration s'appelle « Stringed HapticWorkbench »(*cf.* figure 7.9). Elle permet d'obtenir un retour d'effort colocalisé avec l'espace de visualisation. Afin d'augmenter l'espace de manipulation de l'utilisateur, quatre des huit moteurs ont étés déportés Le positionnement des moteurs sur des barres de maintien, sur lesquelles sont fixés des moteurs du SPIDAR, situées derrière l'utilisateur permet d'agrandir l'espace de manipulation. L'espace d'interaction ainsi créé (0.3 m^3) est largement supérieur à l'espace d'interaction des autres dispositifs haptiques manipulables (0.18 m^3 pour le PHANToM omni). Les propriétés du dispositif haptique restent toujours présentes dans cette configuration (faible occlusions des câbles et faible inertie).

Les architectures matérielles et logicielles nécessaires au fonctionnement de cette plateforme sont décrites dans la figure 7.10 suivante. Elle consiste en deux machines dédiées pour le rendu de la visualisation et son envoi aux vidéoprojecteurs. Une de ces machines reçoit les informations relatives au déplacement de la tête de l'utilisateur pour afficher les images suivant son point de vue. Cette machine est aussi chargée de la synchronisation matérielle par GenLock entre les deux cartes graphiques des machines de

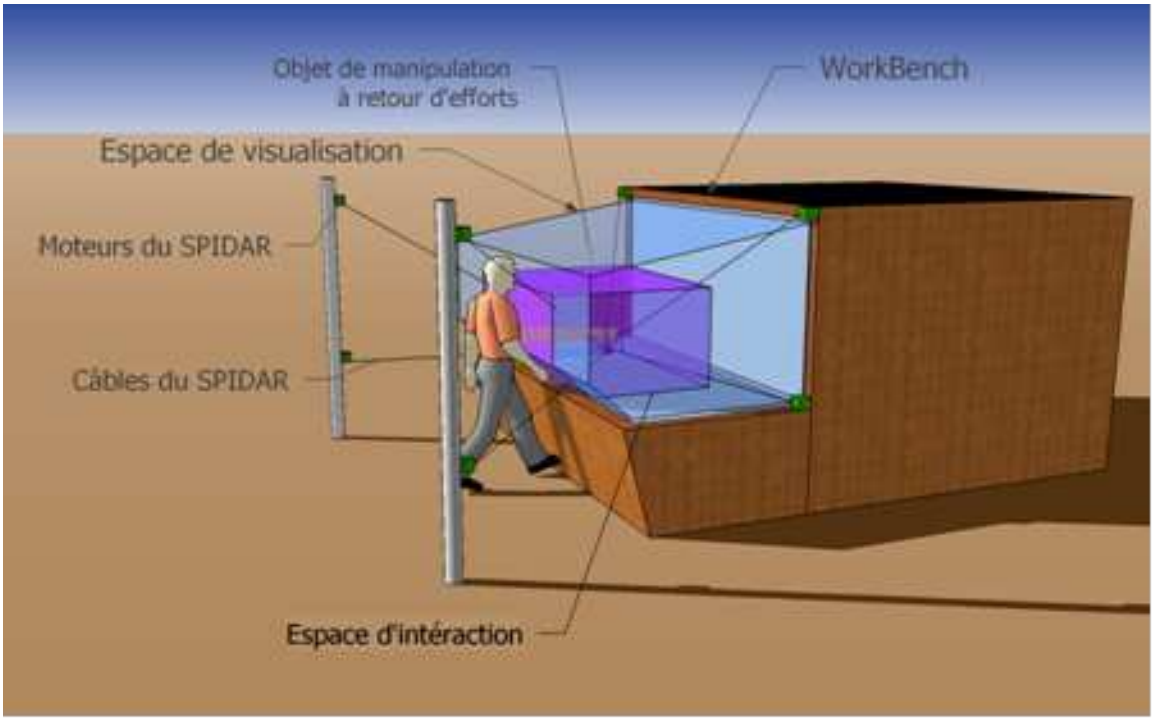


FIGURE 7.9 – The Stringed Haptic Workbench : vue schématique. Pour la description, se référer au texte.

rendu. Une troisième machine sert à synchroniser les informations de point de vue de l'utilisateur et de la scène virtuelle et transmet ces informations aux machines de rendu. Ces trois premières machines fonctionnent sous Linux. Une quatrième machine est dédiée au calcul des interactions haptiques. En fonction des positions retournées par le contrôleur du SPIDAR et des informations de la scène virtuelle reçues par UDP. Cette quatrième machine va calculer les collisions avec les objets virtuels de la scène graphique et l'objet manipulé, puis renvoyer les forces au contrôleur haptique. Cette machine fonctionne sous Windows pour des problèmes de compatibilité avec les drivers du contrôleur du SPIDAR. La programmation d'une telle plateforme est un véritable défi technologique puisqu'il faut prendre en charge de nombreux dispositifs, fonctionnant chacun à une fréquence propre (voir les fréquences affichées en rouge dans la figure 7.10), avec des protocoles de communication propres et sous des architectures de système d'exploitation variés. D'autre part, la fréquence élevée nécessaire au fonctionnement du dispositif haptique n'autorise que des calculs relativement simples et optimisés.

Cependant, une plateforme logicielle appelée MiniOSG, basée sur OpenSG [OpenSG, 2003] nous simplifie grandement la gestion de la scène graphique. Les travaux de thèse de Michael Ortega [Ortega and Coquillart, 2006] ont donné lieu à une plateforme haptique pouvant communiquer avec la scène visuelle. L'architecture logicielle se base sur un partage d'informations communes entre la scène haptique et la scène visuelle. Cette configuration sera utilisée pour nous permettre de simuler la tâche de suivi de trajectoires en ajoutant les indices de types kinesthésiques.

Protocole

Le protocole utilisé dans cette étude reprend les principes de la psychologie expérimentale, avec l'utilisation d'un plan intra-groupe(*cf.* § 5.5). Nous nous plaçons donc dans un cas où la performance de l'utilisateur est mesurée au cours de chacune des conditions que nous voulons tester. Chaque sujet effectuera douze essais en présence (ou non) des retours sensoriels (*cf.* figure 7.11).

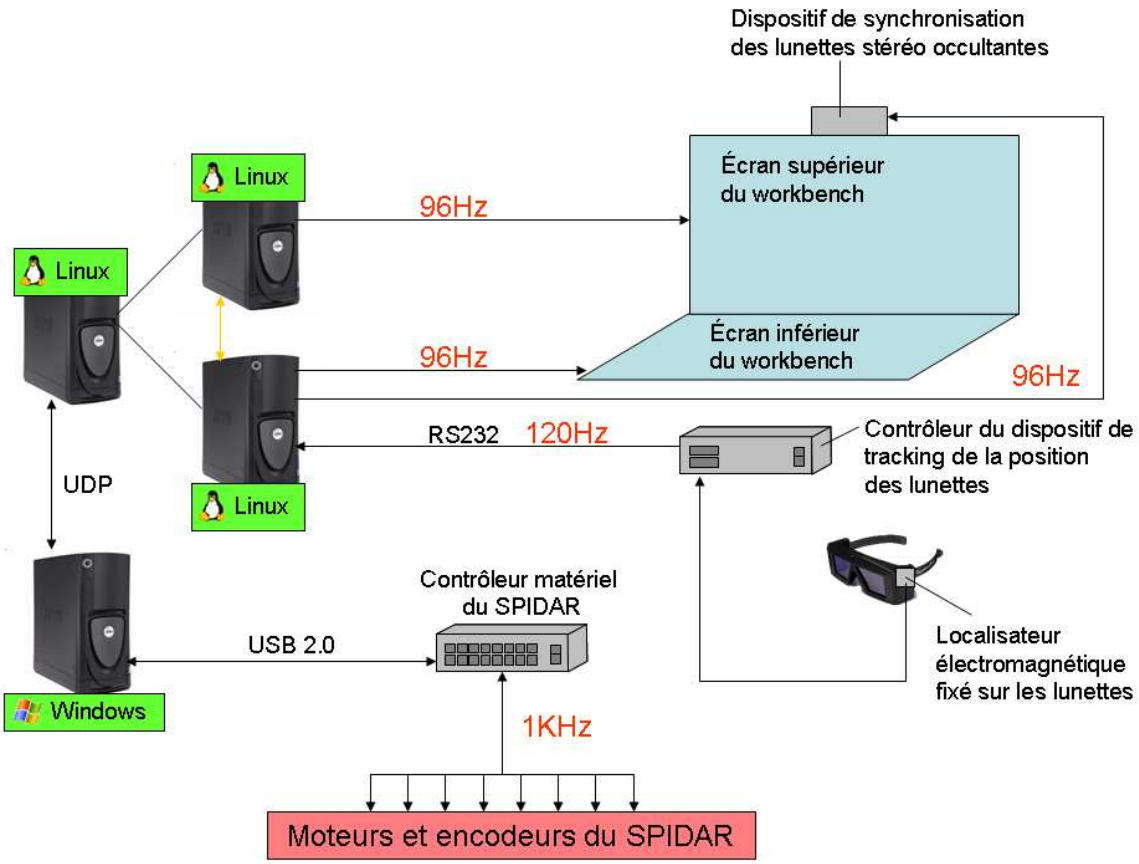


FIGURE 7.10 – Architecture matérielle et logicielle de la configuration Stringed Haptic Workbench.

	12 trials	12 trials	12 trials	12 trials
n sujets	Baseline	Condition 1	Condition 2	Condition 3
n sujets	Baseline	Condition 1	Condition 3	Condition 2
n sujets	Baseline	Condition 2	Condition 1	Condition 3
n sujets	Baseline	Condition 2	Condition 3	Condition 1
n sujets	Baseline	Condition 3	Condition 1	Condition 2
n sujets	Baseline	Condition 3	Condition 2	Condition 1

FIGURE 7.11 – Protocole en plan intra-groupe utilisé pour l'expérience de l'influence des indices kinesthésiques de type inertie et compensation de masse. Chaque sujet d'un groupe (en ligne) réalisera 48 essais dont l'ordre est donné par un plan en carré latin. Ce type de plan nous permet de faire varier l'ordre de passation des conditions pour éviter un potentiel effet d'ordre entre les conditions sur les performances.

Les participants ont réalisé 12 essais en condition de retours visuels seuls (sans retour sensoriel haptique) afin de tester leur niveau de performance de base. Ils ont ensuite suivi le protocole décrit précédemment, pour chacune des trois conditions de retour sensoriel de type visuel + haptique (Compensation de la gravité, Inertie faible, Inertie forte) (*cf.* § 7.2.1). L'ordre d'attribution des conditions a été donné aléatoirement par le plan carré latin. Chaque participant a donc été affecté à un ordre différent afin d'éviter l'effet d'ordre entre les conditions. Au total, les participants ont réalisé 48 essais en environ 35 minutes. Entre chaque session de douze essais, une pause de quelques minutes était imposée afin d'éviter les effets dus à la fatigue et afin d'éviter un apprentissage de la trajectoire. La consigne donnée aux sujets était de suivre avec la baguette (via la boule représentée au centre de la baguette), « le mieux possible et le plus rapidement possible , la trajectoire affichée ». Les sujets étaient débout, face au workbench comme indiqué sur la figure 7.12 Le recueil des données s'est réalisé par un processus logiciel (*thread*) hors des boucles de calculs pour ne pas influer sur la performance. La fréquence de récupération des données était de 500 Hz.

FIGURE 7.12 – Sujet en cours de réalisation de l'expérience. Le sujet tient à la main la baguette (objet manipulable du dispositif haptique) qu'il doit déplacer le long du fil (représenté en jaune). Deux boules rouges indiquent le début et la fin de la trajectoire.

Analyse

Les critères d'indication de la performance du geste de suivi de trajectoire ont été choisis dans les trois classes proposées par Schmidt *et al.* [Schmidt and Wrisberg, 2000] (*cf.* § 5.2 pour les détails). Le premier critère concerne le temps de réalisation de la tâche. Il s'agit de la **durée de réalisation** de la trajectoire à partir du point de départ, jusqu'à sa fin. Le début et la fin de la trajectoire étaient représentés par deux boules de couleurs, placées sur la trajectoire, et que l'utilisateur devait traverser. Le second critère mesuré concerne la certitude maximale d'atteinte du but. Dans notre cas, ce critère concerne la précision de suivi de la trajectoire indiquée. Nous avons utilisé **la moyenne quadratique (RMS)** afin de refléter cet indice. Elle consiste en un calcul de la moyenne de la distance entre la trajectoire de l'utilisateur et la trajectoire théorique (modèle virtuel de la trajectoire).

Cette mesure représente la précision spatiale entre les deux traces. Néanmoins, elle requiert un échantillonnage constant entre ces deux trajectoires. Nous avons donc réalisé un ré-échantillonnage constant

(distance d'échantillonnage de 0.1 mm) sur les trajectoires expérimentale et théorique afin de satisfaire cette contrainte. Enfin, le troisième critère analysé concerne la dépense d'énergie minimale. Nous avons mesuré **le pourcentage du temps passé en zone d'alerte visuelle (%VF)**. Cet indicateur nous fournit des informations concernant la charge de travail de traitement des indices visuels. Il consiste en un comptage du nombre de fois où le retour visuel était dans une zone d'alerte (distance supérieure à 1 cm), rapportée au nombre d'échantillons de la trajectoire. Ces trois critères semblent suffisant pour mesurer l'influence des indices kinesthésiques pour cette tâche de suivi de trajectoire complexe. Pour anecdote, nous avons mesuré le déplacement du centre de gravité des sujets à l'aide d'une plateforme composée de capteurs de pression. Des problèmes de synchronisation d'acquisition des mesures à travers le réseau entre les données haptiques (gérés par un ordinateur dédié) et la plateforme d'équilibre (gérée par un second ordinateur dédié) nous ont obligé à ignorer ces données. Un questionnaire (*cf.* annexe C) a été soumis aux participants en fin d'expérience afin de déterminer leur ressenti vis-à-vis du système. Les participants n'ont pas été informés des buts de l'expérience avant ce questionnaire. Ces résultats n'ont pas été pris en compte de manière formelle dans notre analyse car les réponses ont été très diverses. On peut cependant remarquer (1) que plus de la moitié des participants ont notifié la présence de différents retours haptiques, (2) que seuls deux participants ont été dérangés par la tension des fils et deux autres par le manque de retour haptique de type contact sur le fil, et (3) que ce sont majoritairement les imperfections visuelles (occlusions, calibration des écrans) ou ergonomiques, qui ont dérangé le plus les sujets. Pour chaque essai, nous avons enregistré à une fréquence de 500 Hz, les configuration spatiale du dispositif haptique (positions X,Y et Z dans le repère du dispositif), le type d'alerte visuelle présente (<1 cm, <2 cm ou >2 cm) et les données temporelles (temps). Chaque fichier a été ensuite traité par un script Scilab afin de vérifier la cohérence des données enregistrées et calculer les indices mentionnés plus haut dans le texte. Les données incohérentes (dues à l'instabilité du dispositif haptique ou aux erreurs de manipulation par exemple) ont été supprimées. La figure 7.13 est la représentation des données brutes d'un essai d'un sujet, cohérent à gauche et incohérent à droite.

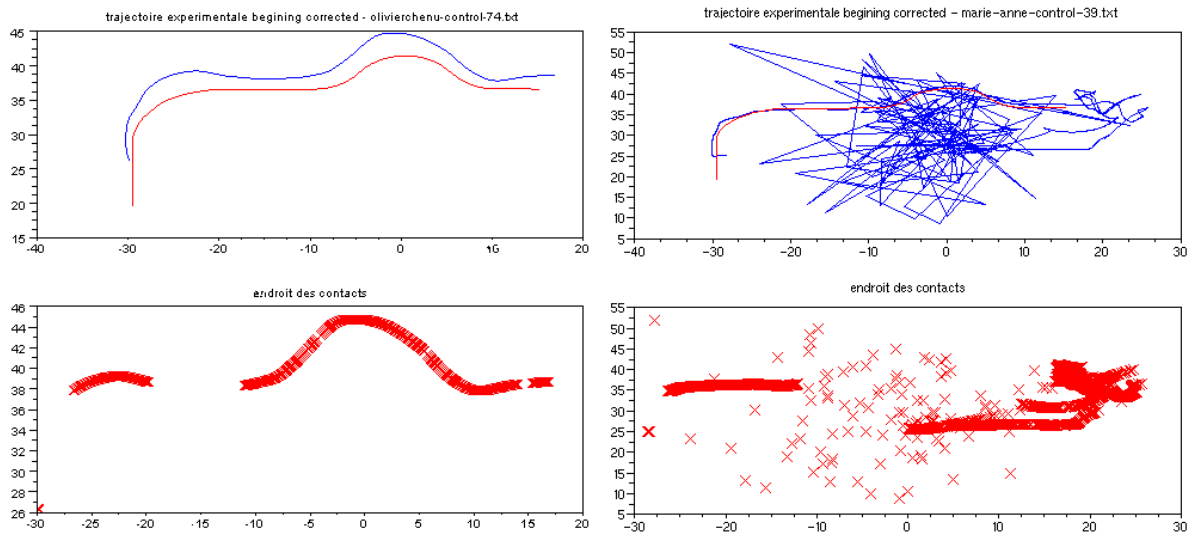


FIGURE 7.13 – Représentation des données brutes issues de l'enregistrement des trajectoires des participants. Pour chaque coté, la trajectoire théorique (rouge) et la trajectoire expérimentale (bleu) sont représentées sur les graphiques supérieurs. Les graphiques inférieurs représentent la localisation des contacts, soit lorsque le retour sensoriel visuel changeait de couleur. (Gauche) Enregistrement cohérent. (Droite) Enregistrement incohérent du à une instabilité du dispositif haptique.

Participants

Trente quatre adultes droitiers ont participé à l'expérience. Aucun ne présentait de déficit visuel, moteur ou neurologique. Onze femmes et vingt-trois hommes ont constitué la population reportée. La moyenne d'âge était de 30 ans (± 7.6), de taille moyenne de 172.5 cm (± 9.7), avec une expérience en réalité virtuelle estimée relativement faible 1.41/5 (±1.8).

L'étude s'est déroulée en accord avec la déclaration d'Helsinki (1964) sur l'expérimentation comportementale, impliquant des sujets humains. Le protocole a été approuvé par un comité local d'éthique (comité local d'éthique du laboratoire de psychologie cognitive de l'université Pierre Mendès France, Grenoble) [http ://webu2.upmf-grenoble.fr/LPNC/comite_ethique].

7.2.2 Résultats

Malgré l'utilisation d'un plan carré latin pour mélanger les ordres de passation des conditions, nous avons réalisé une analyse de variance (ANOVA) pour vérifier si cet effet d'ordre était présent. Pour chacun des facteurs mesurés, le facteur d'ordre s'est montré sans effet significatif et aucune interaction avec d'autres facteurs n'était significative (tous les $p > 0.25$). Le plan carré latin nous a donc permis de supprimer un quelconque effet d'ordre, selon nos attentes. Suite à cette analyse préliminaire, nous avons vérifié si une amélioration de performances au cours des essais était présente et ce pour chaque condition. La figure 7.14 reprend ces principaux résultats. Concernant la moyenne quadratique, indicateur de la précision du geste, il ne semble pas y avoir d'effet d'apprentissage. L'amélioration n'est pas visible sur les graphiques. Pour les variables **durée totale** et **pourcentage du temps passé en zone d'alerte visuelle**, il semble y avoir un effet d'apprentissage au cours des douze essais. Une analyse de variance ne se révélera pourtant pas significative pour cet effet.

Pour chacun des facteurs mesurés, nous avons réalisé une ANOVA en mesure répétées avec 12 essais et 4 conditions (Visuel seul, Visuel + compensation de la masse, Visuel + inertie faible, Visuel + inertie forte) en facteurs indépendants. Les résultats bruts sont relatés dans le tableau 7.1.

	Contrôle	Compensation de la gravité	Inertie faible	Inertie forte
Durée (s)	6.15±0.89	5.56±0.78	5.60±0.97	5.55±0.77 RMS (cm^2)
172.61±19.97	174.75±19.69	180.81±20.18	181.34±11.85	
%VF	8.2±2.8	4.95±1.95	5.1±1.2	5.7±2.1

Table 7.1 – Résumé des données par conditions (moyenne±écart-type).

L'analyse ANOVA des critères de durée et de moyenne quadratique n'a pas montré d'effet significatif de ces facteurs entre les conditions (tous les $p > 0.25$). Nous avons regroupé des trois conditions où les indices haptiques étaient modifiés artificiellement, que nous avons comparé à la condition visuelle. Une différence significative est présente entre ces deux conditions pour le critère %VF ($F(1, 6)=33.815$; $p<0,01$).

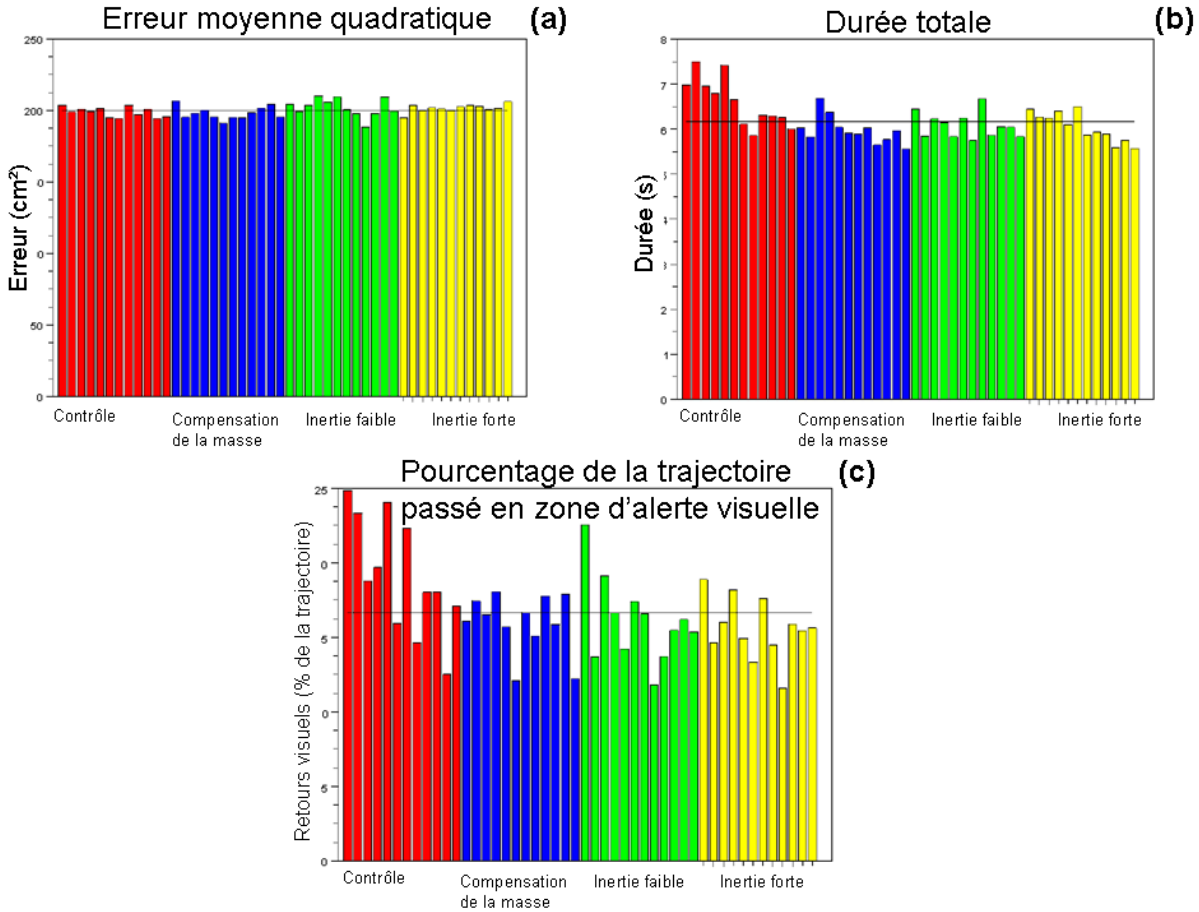


FIGURE 7.14 – Analyse d'une amélioration de performance par essais : représentation de la moyenne des participants par essai, en fonction des différentes conditions. Les droites noires représentent la moyenne des conditions. (a) moyenne quadratique par essai. (b) durée totale par essai. (c) Pourcentage de la trajectoire passé en zone d'alerte visuelle par essai.

7.3 Discussion et conclusion

Les résultats obtenus à l'issue de cette expérience montrent une influence des indices kinesthésiques du type compensation de masse ou simulation d'inertie sur la réalisation du geste de suivi de trajectoires. Les critères de performances reflètent néanmoins des différences entre ces indices. Les critères relatifs à la précision du geste ne semblent pas influencés par ce type d'indices. Le temps de réalisation de la tâche semble quant à lui légèrement diminué mais les analyses statistiques ne confirment pas cette tendance. Enfin, concernant la charge de travail induit lors de la réalisation de cette tâche, il semble clair que la présence de ces indices kinesthésiques influent sur l'utilisation des retours sensoriels visuels. L'hypothèse première d'une amélioration des performances de l'utilisateur sur ce type de tâche lors d'une accentuation des indices kinesthésiques semble donc vérifiée. Cependant, les effets non symétriques, similaires aux résultats de Gentaz sur l'étude de ces indices sur la perception de l'orientation [Gentaz and Hatwell, 1996], ne sont pas observés. On pourrait suggérer que l'amélioration de la compensation de la gravité agit de manière positive sur la performance de l'utilisateur par un effet de fatigue musculaire (comme l'ont montré Ott *et al.* en 2005 [Ott *et al.*, 2005]). Cependant, nous aimerions discuter ces résultats sur le plan cognitif, et plus particulièrement étudier les conflits cognitifs présents. Dans le cas de la simulation de l'inertie, la personne est implicitement habituée à la réalisation de ce type de tâche, car cette situation peut se rencontrer dans la vie réelle (manipulation d'objets massifs ou manipulation dans des liquides visqueux par exemple). Au contraire, la compensation de la masse pose de notre point de vue un problème de conflit cognitif. Nous ne sommes pas habitués à rencontrer cette situation dans notre vie quotidienne. La réponse du système cognitif à ce type de conflit peut engendrer soit une réaction de « sur-attention » des indices kinesthésiques présents, soit une perturbation. Cela peut expliquer nos résultats contradictoires à ceux observés dans la littérature [Ellis *et al.*, 1996; Lackner and DiZio, 2005; Gentaz and Hatwell, 1996]. Ce type de réponse cognitive peut être mise en relation avec la modification de notre mode de représentation de la boucle perceptivo-motrice. A travers l'accentuation ou l'inhibition partielle de ces indices kinesthésiques, se produit probablement une modification des modèles internes et de leur interaction avec l'environnement [Shadmehr and Mussa-Ivaldi, 1994]. Ce point a aussi été souligné par Lackner et Dizio [Lackner and DiZio, 2005] qui remarquent que cette tâche d'ajustement des modèles internes est une relation directe entre les copies d'efférence et des retours sensoriels résultants du geste. Dans notre étude, la différence entre les retours sensoriels kinesthésiques « prédits » par un modèle interne et les perceptions réelles (nécessairement différentes puisque nous les modifions artificiellement), peut mener à un processus d'ajustement de ces modèles internes. Le fait de modifier, sur une même expérience, les indices kinesthésiques peut amener à un état plus propice aux modifications du modèle interne. Cela pourrait expliquer les résultats positifs encourageants lors de cette diminution d'indices kinesthésiques (condition de compensation de la gravité). Mais le manque global de significativité sur la performance de l'utilisateur doit aussi être discutée du point de vue de la simplicité de la trajectoire. Les utilisateurs seraient dans un tel niveau d'expertise sur ce suivi de trajectoire simple, que les effets seraient minimisés. Le choix de cette trajectoire a été dicté par les contraintes techniques du dispositif haptique mais il nous semble évident que des trajectoires plus complexes pourraient être mises en œuvre.

En conclusion, nous avons montré des résultats similaires à ceux rencontrés dans la littérature [Berkelman and M., 2006]. La modification des indices kinesthésiques mène à une modification de la performance de l'utilisateur. L'accentuation de ces indices par ajout d'inertie agit sur la performance en diminuant la demande et l'utilisation de retours visuels. C'est donc un moyen de vérifier que ces retours sensoriels spécifiques sont bien utilisés lors de la réalisation d'une tâche sensorimotrice. Cependant, l'influence de l'inhibition partielle de ces retours kinesthésiques (compensation de la gravité) nous semble encore floue et demande à être précisée à travers d'autres expériences et mesures. On peut néanmoins citer les travaux de Ott *et al.* [Ott *et al.*, 2005] qui montrent une diminution de la fatigue musculaire dans cette condition. Nous n'avons pas mesuré ce critère donc nous ne pouvons conclure sur ce type d'effet.

7.4 Références bibliographiques

[Atkeson and Hollerbach, 1985] C. G. Atkeson and J. M. Hollerbach. Kinematic features of unrestrained vertical arm movements. *Journal of Neuroscience*, 5(9) :2318–2330, 1985.

[Basdogan *et al.*, 2000] C. Basdogan, C. H. Ho, M. A. Srinivasan, and M. Slater. An experimental study on the role of touch in shared virtual environments. *ACM Transactions on Computer-Human Interaction*, 7(4) :443–460, 2000.

[Berkelman and M., 2006] P. Berkelman and Ji M. Effects of friction parameters on completion times for sustained planar positioning tasks with a haptic interface. In *Conference on Intelligent Robots and Systems, 2006 IEEE/RSJ International*, pages 1115–1120, Oct. 2006.

[Bock *et al.*, 1992] O. Bock, I. P. Howard, K. E. Money, and K. E. Arnold. Accuracy of aimed arm movements in changed gravity. *Aviation, Space, and Environmental Medicine*, 63(11) :994–8, 1992.

[Bock *et al.*, 1996a] O. Bock, K. E. Arnold, and B. S. Cheung. Performance of a simple aiming task in hypergravity : I. overall accuracy. *Aviation, Space, and Environmental Medicine*, 67(2) :127–32, 1996.

[Bock *et al.*, 1996b] O. Bock, K. E. Arnold, and B. S. Cheung. Performance of a simple aiming task in hypergravity : II. detailed response characteristics. *Aviation, Space, and Environmental Medicine*, 67(2) :133–8, 1996.

[Brederson *et al.*, 2000] J.D. Brederson, M. Ikits, C.R. Johnson, C.D Hansen, and J.M. Hollerbach. The visual haptic workbench. In *Proceedings of the Fifth PHANToM Users GroupWorkshopAspen*, October 2000.

[Coello *et al.*, 1996] Y. Coello, J. P. Orliaguet, and C. Prablanc. Pointing movement in an artificial perturbing inertial field : A prospective paradigm for motor control study. *Neuropsychologia*, 34(9) :879–892, 1996.

[Cruz-Neira *et al.*, 1992] C. Cruz-Neira, D. J. Sandin, T. A. DeFanti, R. V. Kenyon, and J. C. Hart. The cave : audio visual experience automatic virtual environment. *Communications of the ACM*, 35(6) :64–72, 1992.

[Ellis *et al.*, 1996] R. E. Ellis, O. M. Ismaeil, and M. G. Lipsett. Design and evaluation of a high-performance haptic interface. *Robotica*, 14 :321–327, 1996.

[Ellis *et al.*, 1997] S.R. Ellis, F. Breant, B. Manges, R. Jacoby, and B.D. Adelstein. Factors influencing operator interaction with virtual objects viewed via head-mounted see-through displays : viewing conditions and rendering latency. *Virtual Reality Annual International Symposium, IEEE*, pages 138–145, 1997.

[Feygin *et al.*, 2002] D. Feygin, M. Keehner, and R. Tendick. Haptic guidance : experimental evaluation of a haptic training method for a perceptual motor skill. *Proceedings of 10th Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems, 2002. HAPTICS 2002.*, pages 40–47, 2002.

[Fisk *et al.*, 1993] J. Fisk, J. R. Lackner, and P. DiZio. Gravitoinertial force level influences arm movement control. *Journal of Neurophysiology*, 69(2) :504–511, 1993.

[Fitts, 1954] P. M. Fitts. The information capacity of the human motor system in controlling the amplitude of movement. *Journal of Experimental Psychology*, 47(6) :381–391, June 1954.

[Gentaz and Hatwell, 1996] E. Gentaz and Y. Hatwell. Role of gravitational cues in the haptic perception of orientation. *Perception, & Psychophysics*, 58(8) :1278–92, 1996.

[Gregory *et al.*, 2000] A. D. Gregory, S. A. Ehmann, and M. C. Lin. intouch : Interactive multiresolution modeling and 3d painting with a haptic interface. In *VR '00 : Proceedings of the IEEE Virtual Reality 2000 Conference*, page 45, Washington, DC, USA, 2000. IEEE Computer Society.

[Kruger and Froehlich, 1994] W. Kruger and B. Froehlich. The responsive workbench [virtual work environment]. *Computer Graphics and Applications, IEEE*, 14(3) :12–15, May 1994.

[Kruger *et al.*, 1995] W. Kruger, C.-A. Bohn, B. Frohlich, H. Schuth, W. Strauss, and G. Wesche. The responsive workbench : a virtual work environment. *Computer*, 28(7) :42–48, Jul 1995.

[Kwon *et al.*, 1999] D.S. Kwon, K. Y. Woo, and H. Suck Cho. Haptic control of the master hand controller for a microsurgical telerobot system. In *Proceedings of IEEE International Conference on Robotics and Automation*, volume 3, pages 1722–1727 vol.3, 1999.

[Lackner and DiZio, 2005] J. R. Lackner and P. DiZio. Vestibular, proprioceptive, and haptic contributions to spatial orientation. *Annual Review of Psychology*, 56(NIL) :115–47, 2005.

[Lipshits and McIntyre, 2007] M. I. Lipshits and J. McIntyre. Role of gravitation in solving a haptic comparison problem. *Human Physiology*, 33(1) :120–121, February 2007.

[McIntyre *et al.*, 1998] J. McIntyre, A. Berthoz, and F. Lacquaniti. Reference frames and internal models for visuo-manual coordination : what can we learn from microgravity experiments ? *Brain Research Reviews*, 28(1-2) :143 – 154, 1998.

[OpenSG, 2003] OpenSG. Opensg. Web : http ://www.opensg.org/, 2003.

[Ortega and Coquillart, 2006] M. Ortega and S. Coquillart. Prop-based haptic interaction with co-location and immersion : an automotive application. In *HAVE 2005 - IEEE International Workshop on Haptic Audio Visual Environments and their Applications*, 2006.

[Ott *et al.*, 2005] R. Ott, M. Gutiérrez, D. Thalmann, and F. Vexo. Improving user comfort in haptic virtual environments through gravity compensation. *World Haptics Conference*, 0 :401–409, 2005.

[Rose *et al.*, 2000] F. D. Rose, E. A. Attree, B. M. Brooks, D. M. Parslow, P. R. Penn, and N. Ambihaipahan. Training in virtual environments : transfer to real world tasks and equivalence to real task training. *Ergonomics*, 43(4) :494–511, 2000.

[Sato *et al.*, 1992] M. Sato, Y. Hirata, and H. Kawarada. Space interface device for artificial reality - spidar. *Systems and Computers in Japan*, 23(12) :44–54, 1992.

[Schmidt and Wrisberg, 2000] R. A. Schmidt and C. A. Wrisberg. *Motor Learning and Performance*. Human Kinetics Publishers, January 2000.

[Shadmehr and Mussa-Ivaldi, 1994] R. Shadmehr and F. A. Mussa-Ivaldi. Adaptive representation of dynamics during learning of a motor task. *Journal of Neuroscience*, 14(5) :3208–3224, 1994.

[Sugano *et al.*, 2003] N. Sugano, H. Kato, and K. Tachibana. The effects of shadow representation of virtual objects in augmented reality. In *Proceedings of the 2nd IEEE/ACM International Symposium on Mixed and Augmented Reality*, page 76, Washington, DC, USA, 2003. IEEE Computer Society.

[Tarrin *et al.*, 2003] N. Tarrin, S. Coquillart, S. Hasegawa, L. Bouguila, and M. Sato. The stringed haptic workbench : a new haptic workbench solution. *Computer Graphics Forum*, 22(3) :583–590, 2003.

[Ware *et al.*, 1993] C. Ware, K. Arthur, and K. S. Booth. Fish tank virtual reality. In *Proceedings of the INTERACT '93 and CHI '93 conference on Human factors in computing systems*, pages 37–42, New York, NY, USA, 1993. ACM.

[Zhai *et al.*, 2004] S. Zhai, J. Accot, and R. Woltjer. Human action laws in electronic virtual worlds : an empirical study of path steering performance in vr. *Presence : Teleoperation in Virtual Environments*, 13(2) :113–127, 2004.

Chapitre 8

Suivi de trajectoires 3D complexes : Guidage tactile pour la chirurgie en base du crâne

Nous allons voir dans ce chapitre qu'un guidage à partir d'informations tactile est possible et peut influer de manière relativement efficace la performance d'un utilisateur pour des tâches complexes. Nous allons étudier cet effet sur une tâche de suivi de trajectoire en chirurgie de la base du crâne.

Sommaire

8.1 Guidage tactile **144**
8.2 Chirurgie en base du crâne et problématiques associés **145**
8.3 Etat de l'art sommaire des simulateurs de chirurgie **149**
8.4 Expériences 1 et 2 - Guidage tactile pour la chirurgie en base du crâne **152**
8.4.1 Matériel et méthode 152
8.4.2 Résultats observés chez les sujets novices 164
8.4.3 Résultats observés chez un chirurgien expert 168
8.5 Discussion et conclusion **171**
8.6 Références bibliographiques **172**

La boucle d'interaction sensorimotrice est alimentée par différents types d'indices : kinesthésiques, tactiles et thermiques. Nous avons vu dans les chapitres précédents l'influence des retours sensoriels de type kinesthésique sur un mouvement à composante principale kinesthésique. Dans ce chapitre, nous allons voir qu'il existe une interaction entre les indices tactiles et le geste kinesthésique qui va être réalisé. Nous allons voir dans un premier temps que cette interaction existe et qu'il est possible d'accéder à un niveau de guidage pertinent pour certains types de tâches, telles que le guidage chirurgical. Nous présenterons, dans une seconde partie, le domaine de la chirurgie en base du crâne, ses contraintes spécifiques et l'adéquation de notre guidage tactile avec cet environnement. Bien évidemment, la mise en œuvre

d'une telle solution ne peut se faire directement sur un patient et pour tester nos hypothèses, nous avons dû réaliser un simulateur de cet acte de chirurgie complexe. Après un bref état de l'art sur ce type de simulateurs spécifiques, nous présenterons la solution réalisée. La présentation de l'expérience auprès de sujets novices à l'acte chirurgical, mais aussi auprès d'un expert, nous permettra de mieux comprendre les liens de cette interaction tactile/kinesthésique. La présentation de ces résultats sera suivie par une discussion sur l'influence de ce guidage tactile et les perspectives ouvertes.

8.1 Guidage tactile

Dès 1977, Paillard souligne l'importance du lien entre les informations tactiles et la réalisation d'un geste :
« *Les informations nées du contact tactile avec la cible sont susceptibles d'une calibration spatiale. Elles peuvent de ce fait contribuer à réajuster le programme de projection du membre. Elles peuvent également lorsqu'elles sont présentes, suppléer l'absence d'indices visuels de correction terminale de la trajectoire et contribuer à sa précision. Elles peuvent aussi détériorer la performance lorsqu'elles fournissent des indices tactiles non pertinents. On notera, d'une manière générale, la priorité de traitement donnée aux informations tactiles sur les informations visuelles dans le guidage des activités digitales d'exploration au contact de l'objet.* » [Paillard and Beaubaton, 1977]. On notera que la première observation de cet auteur est une utilisation substitutive (d'après la définition de Bach-y-Rita [Bach-y Rita *et al.*, 1969], terme qui sera ensuite discuté pour tendre vers « suppléance perceptive » voir la discussion de Lenay [Lenay *et al.*, 1997]). Un des précurseurs dans ce domaine est le professeur Bach-y-rita. Chez un sujet aveugle adulte, il propose de substituer la vision déficiente par une projection de l'image filmée par une caméra sur une matrice de vibrostimulation tactile, placée sur le dos du sujet [Bach-y Rita *et al.*, 1969]. Après apprentissage, le sujet arrive à distinguer les formes, dénotant ainsi la transférabilité d'informations normalement issues de la vision vers la perception tactile. D'autres études ont montré la transférabilité d'une perception sensorielle de type tactile vers d'autres modalités telles que la vision, la proprioception [Danilov *et al.*, 2008; Vuillerme *et al.*, 2006b] ou le sens tactile [Vuillerme *et al.*, 2006a; Chenu, 2009].

Dès lors que nous voulons influer, suppléer ou substituer une boucle sensorielle par la boucle de perception tactile, il y a nécessairement le besoin d'apprendre un codage [Hatwell *et al.*, 2000, p. 300]. Ce dernier n'était pas nécessaire dans le cas du guidage haptique de type kinesthésique car le mouvement se réalisait dans le même espace. Ce type d'apprentissage peut être plus ou moins intuitif. Une vibration de votre téléphone portable dans votre poche indique intuitivement une demande d'attention de votre part, localisée sur l'endroit de la localisation. Par contre, si vous possédez un bracelet qui vibre dès que votre téléphone portable sonne, il y a *a priori* nécessité d'un apprentissage. Il faut en effet faire correspondre la vibration au poignet, avec le fait que votre téléphone (qui est toujours dans votre poche ?) sonne. Ce type d'apprentissage est présent dans pratiquement tous les types de guidages tactiles.

Dans le cas de la substitution sensorielle, on cherche à remplacer les informations issues d'un sens défaillant par des informations provenant d'un autre sens. Dans le cas du guidage, on va essentiellement ajouter des informations (ou indices) tout en conservant la disponibilité (tout du moins physique) des autres sens. Pour ce qui concerne le guidage tactile, les résultats sont complexes à obtenir car (1) ce sens est relativement peu efficace en terme de précision spatiale du segment corporel ; (2) la performance de ce type de guidage dépend de l'apprentissage ; (3) ce type de retours sensoriels est généralement perçu comme dérangeant par les sujets. Les résultats obtenus avec le guidage tactile en présence de conditions totalement fonctionnelles se montrent généralement négatifs ; le principe de dépense d'énergie minimale de la performance humaine [Schmidt and Wrisberg, 2000] semble dans ce cas régir les différents apports sensoriels. L'humain, ayant accès à une information plus riche

et plus précise par le sens de la vision, va privilégier l'utilisation de ces informations, même si elles sont « dupliquées » par des informations tactiles par exemple. Pourtant, des recherches montrent clairement que dans certaines situations, proches de la défaillance d'un sens, on retrouve des résultats similaires à ceux de la substitution visuelle, permettant ainsi un guidage. Vazquez-BuenosAires *et al.* [Vazquez-BuenosAires *et al.*, 2003], montrent par exemple qu'il est possible de guider des chirurgiens sur un geste de ponction, grâce à une électrostimulation tactile linguale. Lors de la réalisation de cette tâche, la position de l'aiguille de ponction est difficile à obtenir à l'aide de la vision seule. Sa localisation est généralement masquée (l'aiguille est à l'intérieur du corps du patient) ou seulement repérable sur un écran déporté. Dans la continuité de ces travaux, Robineau *et al.* [Robineau *et al.*, 2007; Robineau, 2009] montrent qu'un guidage tactile électrolingual est tout aussi efficace qu'un guidage visuel sur écran déporté et évite la decorrélation entre la consigne de positionnement de l'outil affichée sur l'écran et le geste effectif à réaliser. De même, des recherches proposant de fournir des « nouvelles informations perceptives » montrent qu'il est possible d'inférer ces informations à partir des retours sensoriels tactiles. Ainsi, des informations de localisation (position spatiale dans une carte, informations GPS, compas magnétique) lors de tâches de navigations, fournies au sujets par l'intermédiaires de ceintures sur le torse [Van Erp, 2005; Tsukada and Yasumura, 2004] ou à la taille [Van Erp *et al.*, 2005; Nagel *et al.*, 2005], permettent de guider les sujets sur des chemins prédéfinis. Des résultats similaires sont aussi montrés par Staub *et al.* [Straub *et al.*, 2009] pour un guidage de chemin pour des personnes mal-voyantes. Des informations de monitoring peuvent de même être renvoyés à l'utilisateur. Ng *et al.* [Ng *et al.*, 2008] montrent que des signaux physiologiques de patients peuvent être « affichés » au médecins par l'intermédiaire d'une ceinture vibrante. La modalité tactile permet d'obtenir des temps de réponse supérieurs à la modalité sonore, mais largement inférieurs à la modalité visuelle. Se rapprochant d'une tâche de guidage de trajectoire manuelle, Hein et Brell [Hein and Brell, 2007; Brell and Hein, 2007; Brell *et al.*, 2008] proposent l'utilisation d'un gant tactile, composé de quatre vibreurs indiquant la position de la main à obtenir pour guider le geste chirurgical. Les résultats montrent une précision d'atteinte de cible inférieure à 5 mm mais dénotent des problèmes similaires (overshooting, oscillations) aux contrôleurs proportionnel-derivatifs (*cf.* § 3.2).

Nous avons vu au chapitre 3 que le guidage haptique peut être mis en œuvre selon différents types d'informations. La faible performance et faible qualité des dispositifs haptiques à perception tactile limite cependant grandement l'utilisation d'informations « riches ». Les seuls dispositifs qui ne sont pas spécifiques à un type de tâche sont souvent basés sur l'utilisation de vibreurs ou d'électrostimulation. Le type d'information transmise au sujet est souvent contrôlée de manière binaire (présence ou non de vibration/stimulation) et relativement « pauvre » (alertes ON/OFF, modèle de stimulation Nord/Sud). Enfin, on retrouve deux grands paradigmes de guidage haptique pour le cas spécifique du guidage tactile : le codage en démonstration et celui en correction. Ces deux codages se retrouvent aussi intitulés *codage en direction* et *codage en évitement* dans la littérature [Robineau, 2009]. Pour rappel, le codage en démonstration consiste à fournir une information indiquant au sujet l'action à réaliser pour corriger son geste ; le codage en correction fournit une information sur l'erreur effectuée. Un paradigme de type contrôle partagé (où les informations sensorielles du sujet sont partagées par le système) est difficilement réalisable du fait du type d'informations relativement « pauvres », telles que des vibrations, fournies au sujet.

8.2 Chirurgie en base du crâne et problématiques associés

La chirurgie en base du crâne est un domaine à la frontière entre la neurochirurgie et l'Oto-rhino-laryngologie (ORL). Il s'agit le plus souvent de traiter des tumeurs localisées dans une région proche du cerveau. Les neurochirurgiens travaillent essentiellement sur ce qui se situe « à l'intérieur » du crâne,

alors que les chirurgiens ORL travaillent dans les cavités de l'oreille et du nez situées dans les os constitutifs de la base de ce crâne, mais n'en franchissent pas les limites internes représentées par les méninges du cerveau. La chirurgie en base du crâne est donc un champ multidisciplinaire qui requiert des connaissances de ces deux domaines. Les pathologies traitées peuvent se situer dans différents étages de la base du crâne (*cf.* figure 8.1).

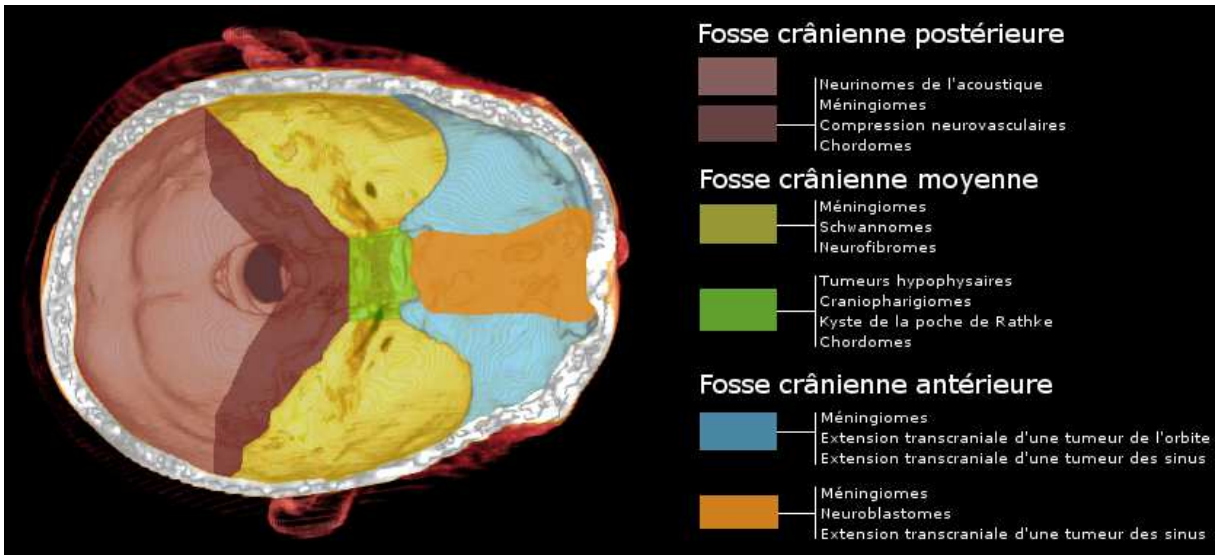


FIGURE 8.1 – Rendu volumique et vue schématique de la base de la cavité crânienne montrant les principales fosses et pathologies associées.

Les pathologies de l'étage postérieur de la base du crâne sont les plus fréquentes. Parmi celles-ci, on peut citer le cas des neurinomes de l'acoustique (*cf.* figure 8.2 - 500 nouveaux cas diagnostiqués par an en France - il s'agit d'une tumeur bénigne, dérivant des cellules de Schwann), qui touchent le nerf acoustique et se développent entre le cerveau et l'oreille interne.

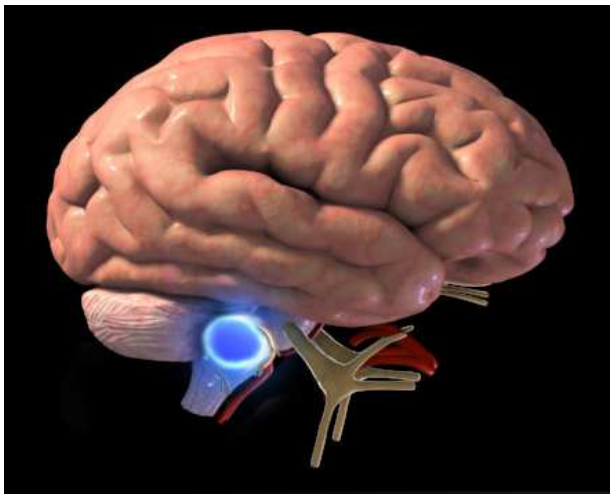


FIGURE 8.2 – Exemple de localisation d'un neurinome de l'acoustique. [Source http://www.skullbaseinstitute.com]

D'autres tumeurs de cet étage sont de véritables défis chirurgicaux, de par leur vascularisation et

la présence de structure importantes (nerfs). Le paragangliome jugulaire, tumeur naissant sous l'oreille, en est un exemple. Les tumeurs naissant au niveau de l'étage moyen de la base du crâne n'affectent ni l'oreille, ni le nez mais sont développées à l'intérieur de la mâchoire. Le neurinome du nerf tri jumeau en est une. La technique d'accès à ce type de tumeur relève généralement de l'ORL, et consiste en une dissection du nerf facial et de la glande parotide. Ce type de tumeur peut se développer à la fois dans le crâne et hors du crâne. Enfin, les tumeurs de l'étage antérieur, généralement des cancers graves, naissent dans le nez et se répandant à partir du lobe frontal du cerveau. Afin d'accéder à ces différentes tumeurs et pathologies vasculaires, le choix de la voie d'abord est essentiel. Il permet de raccourcir les distances à la cible, d'exposer la lésion de manière optimale, tout en limitant au maximum des dommages aux structures présentes. Le choix de cette voie d'abord est fonction de la pathologie et de la planification réalisée par le chirurgien. Cette **planification** se fait généralement sur des images issues du scanner (Tomodensitométrie) et imagerie par résonance magnétique (IRM). Le scanner (TDM) permet d'obtenir des informations relatives aux différentes structures osseuses, foramens et sinus. L'IRM permet d'obtenir des informations complémentaires sur les structures « molles » (tissus, tumeurs, vaisseaux) (*cf.* figure 8.3).

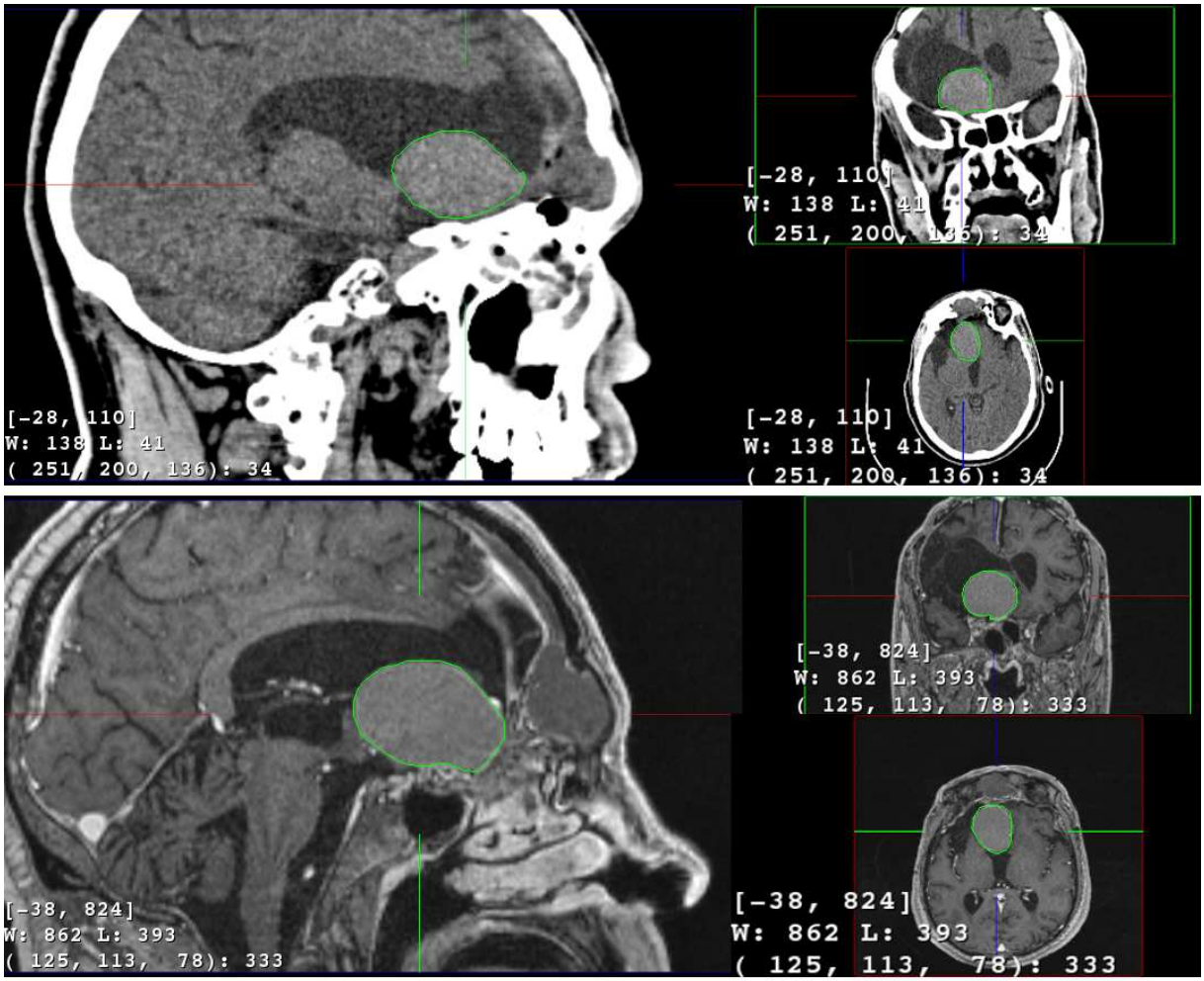


FIGURE 8.3 – Localisation d'une tumeur (segmentation manuelle entourée en vert) sur des images scanner (images du haut) et sur des images IRM (bas). La représentation classiquement utilisée est composée de trois coupes anatomiques : sagittale (images de gauche), frontale (ou coronale) (haut droite) et transversale (ou transverse) (bas droite)

De par la nature osseuse du crâne humain, l'accès à la tumeur se fera par création de volets osseux ou creusage de l'os. Le positionnement du patient se fera en fonction de la localisation de la lésion, et du type d'accès. Ce type d'opération peut aussi se dérouler sous microscope. Le chirurgien peut décider de réaliser sa chirurgie avec l'assistance d'un ordinateur. On parle de Gestes Médico-Chirurgicaux Assistés par Ordinateur (GMCAO), et plus spécifiquement de chirurgie assistée par ordinateur (Computer Aided Surgery). Dans ce type d'intervention, la procédure médicale ou chirurgicale est assistée pendant l'intervention ou le traitement (geste), par un dispositif informatique ou robotique et des systèmes de mesures per-opératoires. La figure 8.4 illustre ce type d'intervention. Généralement, une station de navigation est utilisée. Elle permet de localiser la position du patient grâce à des marqueurs et la position d'un ou plusieurs outils [Taylor *et al.*, 1995]. Cette localisation se fait souvent de manière optique (exemple dans la figure 8.4) pour des raisons de souplesse d'utilisation et de compatibilité avec les autres appareils de la salle de chirurgie. La localisation peut aussi se faire à l'aide de dispositifs électromagnétiques mais du fait des interférences avec les autres dispositifs, et objets métalliques, la localisation optique reste la méthode de choix. Le chirurgien peut ainsi obtenir une localisation relativement précise de la position de l'outil vis-à-vis de la position de la tête du patient, recalée par rapport au volume des images pré-opératoires qui ont généralement subi de nombreux traitements non triviaux (tels que reconstruction 3D, fusion TDM/IRM, etc.). Le système de localisation (ou navigation chirurgicale) permet ainsi au chirurgien d'obtenir une navigation tridimensionnelle au sein des volumes scanners, IRM, échographie du patient, souvent restitués selon les trois plans de coupe anatomiques (sagittal, transverse et frontal/coronal). La trajectoire de l'outil localisé sera visible dans la zone de localisation (affichage sur écran), déportée de la zone d'action et la zone de visualisation du chirurgien.

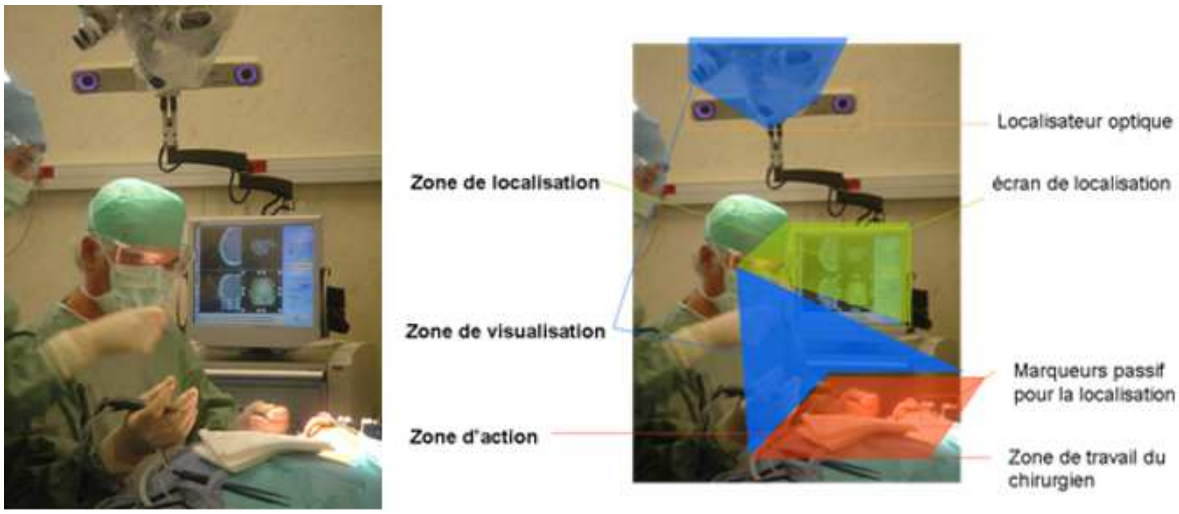


FIGURE 8.4 – Exemple d'une navigation assistée par ordinateur utilisée en chirurgie de la base du crâne. (Gauche) Opération en cours avec l'utilisation d'une station de navigation. (Droite) Description des différents éléments et zones d'intervention du chirurgien.

Actuellement, seules quelques solutions de GMCAO proposent un véritable guidage du geste en fonction de données issues de la planification. On trouve par exemple des applications de ponction ou encore d'aide au placement de prothèses de hanche, proposant un système d'alignement de croix (une croix jaune, immobile, qui symbolise la cible à viser et sa trajectoire d'approche orthogonale à l'écran ; une croix verte qui symbolise la pointe de l'aiguille et une croix rouge qui symbolise un point situé sur son axe) [Mozer, 2007; Dubois, 2001]. Les trajectoires présentes dans ce type d'applications sont généralement rectilignes. Or, comme nous allons le voir, la chirurgie en base du crâne impose un certain nombre

de contraintes fortes sur cette trajectoire. Les structures à atteindre se situent dans la boite crânienne. Il faut tout d'abord choisir une voie d'abord, réaliser une ouverture dans la boite crânienne, puis réaliser la trajectoire qui mènera à la cible pathologique. La trajectoire est complexe du fait de la configuration spatiale des nombreuses structures sensibles à éviter (nerfs, sinus, vaisseaux, conduits...). Le choix de la voie d'abord et/ou du microscope limite grandement la zone de visualisation du chirurgien. En cas d'utilisation du microscope, l'approche est dite « *key hole* », le chirurgien travaille en regardant par un très petit orifice (le trou de la serrure). Concernant les approches externes, le chirurgien regarde par l'espace qu'il réalise dans la boite crânienne du patient par creusement de l'os. Ce creusement impose une découverte progressive des structures. Le chirurgien se retrouve seul, avec ses connaissances anatomiques et expériences, quasiment en aveugle vis-à-vis des structures sous-jacentes. La localisation de l'outil de fraisage par des solution de navigation GMCAO permet de pallier en partie à ce problème mais l'interaction se déroule de manière asynchrone : creusement puis localisation puis creusement... avec le risque de perdre en précision lors de ces allers-retours. Afin de laisser le champ visuel du chirurgien dirigé vers la zone de travail (champ opératoire), des solutions de guidage haptique peuvent être proposées. Les solutions de guidage haptique de type kinesthésiques restent malgré tout au stade expérimental [Nagel *et al.*, 2005]. Les recherches sur le guidage tactile [Vazquez-BuenosAires *et al.*, 2003; Robineau *et al.*, 2007; Robineau, 2009] ont montré qu'il était possible de fournir ce type d'informations par un canal sensoriel relativement épargné : le canal tactile lingual. Le type de trajectoire alors étudié se composait principalement de trajectoires rectilignes. Dans le cas de la chirurgie en base du crâne, les trajectoires effectuées et planifiées par le chirurgien sont complexes et tridimensionnelles. Nous nous proposons donc d'étendre les travaux sur l'utilisation d'informations de type tactile pour influencer le geste kinesthésique chirurgical de suivi de ces trajectoires 3D complexes. Afin de tester nos hypothèses de manière quantitative, nous avons réalisé un simulateur de chirurgie en base du crâne, auquel nous avons ajouté les différents retours sensoriels de type tactile. Suite à la présentation de ce type de chirurgie spécifique, nous allons maintenant faire un bref état de l'art des simulateurs de chirurgie existants, qui pourraient être utilisés pour simuler ce geste.

8.3 Etat de l'art sommaire des simulateurs de chirurgie

Afin de s'entraîner à la réalisation d'un geste ou d'une technique, le chirurgien dispose de différentes solutions. Tout d'abord, l'entraînement sur animal ou sur cadavre. Ce type de simulation, bien que très réaliste, soulève un certain nombre de problèmes éthiques. C'est une approche généralement limitée à l'enseignement. La simulation de pathologie spécifique est généralement difficile à reproduire et la pièce anatomique est « à usage unique ». Des systèmes mécaniques permettent au chirurgien d'interagir avec un environnement proche du patient, où les organes sont représentés par objets (souvent en plastique et relativement chers) appelés **fantômes**. D'autres simulateurs physiques de type « **mannequin** » proposent une simulation spécifique à un acte (mannequin d'intubation, de perfusion, pose de sonde urinaire...). Ces approximations grossières et largement statiques permettent néanmoins de reproduire différentes pathologies et permet l'entraînement d'un geste chirurgical. Cependant, la nature dynamique des tissus, la présence des vaisseaux, la vision indirecte du champ opératoire, le saignement potentiel des organes et autres facteurs de l'opération ne sont pas représentés. Des fantômes ou mannequins pour la chirurgie en base du crâne n'existent malheureusement pas. Les seuls qui pourraient se rapprocher d'un véritable crâne sont dédiés à l'étalonnage de dispositifs radiologiques et ne simulent pas les structures anatomiques internes (*cf.* figure 8.5).

Enfin, les simulateurs virtuels permettent au chirurgien d'interagir avec des modèles numériques. Il peut ainsi répéter une série de gestes à l'infini sur des modèles numériques représentant une multitude de pathologies. Un des avantages de ces simulateurs, est la possibilité de simuler une véritable interven-

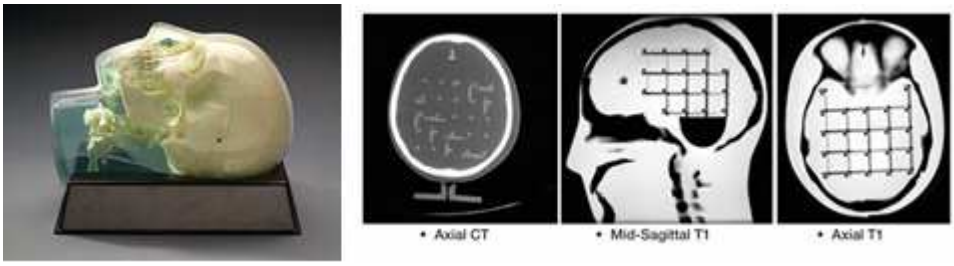


FIGURE 8.5 – Exemple de fantôme de tête multi-modalité (TDM/IRM) [source http ://www.cirsinc.com/603_mri.html]

tion à partir des données d'un patient. Le simulateur peut alors être utilisé à des fins de planification préopératoire d'une intervention complexe. Cependant, le réalisme de la simulation et la qualité d'interaction varient grandement selon les simulateurs. Les simulateurs chirurgicaux peuvent être classés en trois générations [Delingette and Ayache, 2005]. Les simulateurs de première génération représentent uniquement l'anatomie, en particulier la géométrie des structures impliquées dans une intervention chirurgicale. L'interaction est souvent limitée à la visualisation de données et ne permet pas la simulation des gestes chirurgicaux. Les simulateurs de deuxième génération comprennent non seulement la modélisation géométrique de l'anatomie de l'organisme mais également la modélisation des propriétés physiques des tissus vivants. Ils permettent généralement une interaction visuo-haptique. On peut noter un accroissement important de ce type de simulateurs ces dernières années [Basdogan *et al.*, 2004; Soler *et al.*, 2008], avec le développement de produits commerciaux [SurgicalScience, 2009; SimQuest, 2009] et de véritables plateformes de simulation chirurgicale [Faure *et al.*, 2007]. Enfin, les simulateurs de troisième génération prennent en plus en compte la modélisation des fonctions de certains systèmes organiques, tels que le système respiratoire ou digestif par exemple. Ce type de système reste encore en cours de recherche et est très complexe à réaliser. Le type de simulateur de chirurgie qui nous intéresse appartient à la seconde génération.

Concernant les simulateurs de chirurgie en base du crâne, les problématiques inhérentes à la simulation (contrôle du dispositif haptique, modélisation des organes, interaction entre les outils et les organes virtuels, calcul temps réel) sont d'autant plus complexes du fait des contraintes imposées par les structures anatomiques. En effet, l'os en lui-même pose un certain nombre de défis quant à sa rigidité (nécessité d'un dispositif à retour d'effort capable de rendre des forces importantes), sa nature volumique (l'application de méthode de rendu haptique se base généralement sur des surfaces et des solutions complexes doivent être mises en œuvre - voir § 2.6) et l'interaction avec les outils traditionnels, en l'occurrence la fraise (simulation d'abrasion de matière osseuse). L'un des premiers à discuter de la nécessité et de la complexité de mise en œuvre de ce type de simulation de l'os est Harada [Harada *et al.*, 1988], à travers les techniques de visualisations basées sur le rendu volumique (génération d'une image - ensemble de pixels - à partir de calcul de rendu issu de la totalité du volume - ensemble de voxels - plutôt qu'une surface crée par un volume). Wiet *et al.* [Wiet *et al.*, 2002] proposent une mise en œuvre (figure 8.6), permettant de simuler le fraisage de l'os temporal, se basant sur des techniques de rendu volumique et un algorithme de rendu haptique par contraintes (*cf.* chap 2.6). Peu de détails sont donnés sur la qualité (fréquence d'affichage des images ou fréquence de mise à jour du dispositif haptique), mais le système est mentionné comme « acceptable » par une population de 42 chirurgiens.

Eriksson *et al.* [Eriksson *et al.*, 2005] introduisent l'utilisation de la densité des voxels du volume de données (TDM ou IRM) comme information pour générer les forces de contacts du dispositif haptique. La visualisation du processus de fraisage est obtenue par la génération d'une isosurface (algorithme de Marching-Cubes) à chaque appel du rendu visuel et à partir de ces informations de densités des

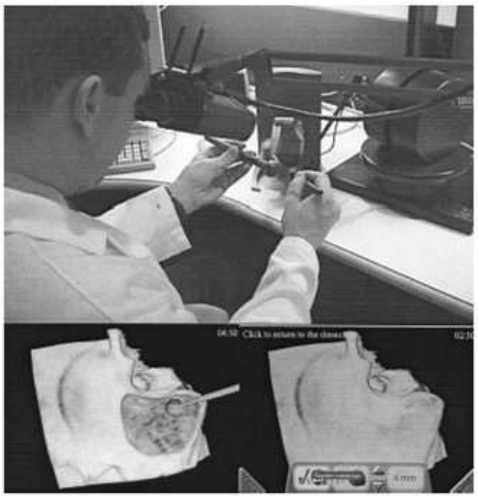


FIGURE 8.6 – (haut) Utilisateur face à l'interface. Les images visuelles sont générées dans les lunettes bifocales afin de simuler un microscope et le retour haptique à chacune des mains du participant par l'intermédiaire de deux dispositifs à retour d'efforts. (Bas) Visualisation proposée dans les lunettes lors des phases de fraisage (gauche) et en mode « menu » (droite). D'après Wiet *et al.*(2002)

voxels. Lors du fraisage, le contact avec l'outil permet de décrémenter la valeur de densité des voxels intersectés. Lorsque la valeur de densité est inférieure au seuil de densité de l'isosurface, les voxels disparaissent. Morris *et al.* [Morris *et al.*, 2006] proposent une technique différente pour la visualisation et le rendu haptique. Ils construisent une structure volumique basée sur la détection de surface de l'os. Lors d'une interaction entre le dispositif haptique et le modèle virtuel, une force peut être calculée selon les méthodes de rendu haptique surfaciques et une re-génération de la surface de l'os est obtenue à l'issue de l'application des forces. Ce système a permis l'évaluation d'un groupe de 15 sujets (8 sujets ayant de l'expérience avec ce type de chirurgie et 7 novices). Morris montre une différence significative de performance basée sur le jugement d'un expert des vidéos des participants. Il suggère l'emploi de ce système pour enseigner le geste à travers des scénarios de difficultés croissantes et afin d'évaluer la performance des chirurgiens. Esen *et al.* [Esen *et al.*, 2008] ont développé un simulateur de forage de l'os utilisant un rendu principalement surfacique et se sont attachés à introduire un guidage haptique basé sur la reproduction de gestes d'un expert. Similairement à nos recherches présentées au cours du guidage haptique de type kinesthésique pour l'écriture (*cf.* chap 6), ces auteurs testent différents types de guidages à partir des informations de position, vitesse ou force afin d'apprendre à maîtriser la force nécessaire pour la réalisation du geste. Ce simulateur semble principalement destiné à l'apprentissage et l'évaluation de la performance des chirurgiens. Un ensemble de recherches existe afin de démontrer l'efficacité de ces simulateurs dans un cadre d'enseignement [Kockro and Hwang, 2009; Zirkle *et al.*, 2007].

En résumé, les simulateurs de chirurgie, et plus particulièrement ceux associés au forage de l'os, semblent être suffisamment matures, même si la préconisation pour les experts reste en faveur des opérations sur cadavres [George and De, 2009]. Certains facteurs peuvent expliquer cette précaution de recommandations. Le manque de réalisme et la moyenne qualité du rendu visuel sont des facteurs qui devraient s'améliorer avec le développement d'algorithmes de vision plus performants et l'arrivée de cartes graphiques de plus en plus puissantes. De plus, on remarquera que l'aspect de colocalisation mis en avant dans les chapitres précédents n'est que très rarement pris en compte dans les études précédemment citées.

8.4 Expériences 1 et 2 - Guidage tactile pour la chirurgie en base du crâne

8.4.1 Matériel et méthode

Afin de reproduire une situation proche de la véritable opération de chirurgie en base du crâne, dans le but de tester l'ajout d'un guidage de type tactile, nous avons mis en place un simulateur numérique. En effet, l'expérimentation sur pièce anatomique réelle posait de nombreux problèmes de logistique (accès au scanner et à l'IRM pour obtenir les images préopératoires) et éthiques. D'autre part, le caractère unique de l'expérience n'autorise pas la validation par plusieurs experts, ni d'analyse statistique de grande ampleur. La réalisation d'un fantôme spécifique, dédié à cette expérience s'est avérée techniquement trop complexe et anatomiquement trop simpliste vis-à-vis des structures à reproduire. Nous sommes donc partis de données réelles d'un patient pour reproduire l'opération chirurgicale dans le simulateur numérique. Cette solution, bien que complexe à mettre en œuvre, nous permet de réitérer l'expérience de nombreuses fois, avec différentes trajectoires définies préalablement, malgré le manque de réalisme inhérent à ce type de simulateurs (*cf.* § 8.3). En résumé, l'expérience, bien que non totalement réaliste, devrait nous permettre de mettre en avant l'influence d'un guidage tactile sur la réalisation d'une trajectoire complexe pré-déterminée pour la chirurgie en base du crâne, en comparaison d'un guidage visuel « classique », de type navigation.

Nous allons maintenant décrire le dispositif mis en œuvre, puis la méthode utilisée pour cette expérience.

Dispositif et verrous technologiques

Le simulateur devait répondre à un certain nombre de demandes : 1) simulation colocalisée où l'espace de visualisation coïncide avec l'espace d'interaction ; 2) présence d'un dispositif haptique permettant de simuler le forage de l'os ; 3) capacité d'enregistrement des mouvements des participants ; 4) situation la plus proche possible d'une opération chirurgicale réelle. Le concept du simulateur proposé est illustré dans la figure 8.7 suivante et reprend les principes du simulateur WYSIWYF proposé par Yokokohji [Yokokohji *et al.*, 1996].

Pour obtenir une disposition comparable à la situation « classique » d'opération chirurgicale, nous avons développé une application de navigation s'inspirant de solutions existantes, asservie aux positions du dispositif haptique. Lorsque l'utilisateur manipule le dispositif haptique, la position de l'outil est localisable dans les données pré-opératoires (TDM et IRM fusionnées) sur l'écran de navigation. La communication des positions du dispositif haptique vers l'application de localisation se fait par le protocole UDP, qui nous permet d'obtenir une fréquence de transmission des informations à environ 100 Hz. Cet ensemble d'applications va nous permettre de tester l'ajout d'un guidage haptique tactile sur le sujet (*cf.* figure 8.8).

Afin de construire le modèle virtuel propre à cette opération, nous sommes partis de données DICOM TDM et IRM d'un même patient. Le volume des données TDM était de 512 x 512 x 218 pixels avec une taille de voxels de 0.529 x 0.529 x 0.699 mm. Le volume de données IRM était constitué de 256 x 256 x 144 pixels, avec une taille de voxels de 1 x 1 x 1 mm. Ces deux volumes sont ensuite fusionnés grâce à l'utilisation de textures 3D (utilisation de l'extension ARB_multitexture et EXT_texture3D d'OpenGL). Chaque ensemble de données (TDM ou IRM) est représenté par une texture 3D. Le rendu d'une texture unique à partir de ces deux volumes est obtenu par une technique de *multitexturing*. Pour chaque voxel de l'image, la valeur de couleur est la résultante d'un mélange entre les différentes textures. Cette étape, réalisée par la carte graphique, demande une calibration en translation et rotation pour faire coïncider les deux volumes, appelée *recalage*. Le volume final est ensuite organisé en octree de profondeur 3. Ce volume de données sera utilisé pour la génération de surfaces pour le rendu visuel et pour le rendu

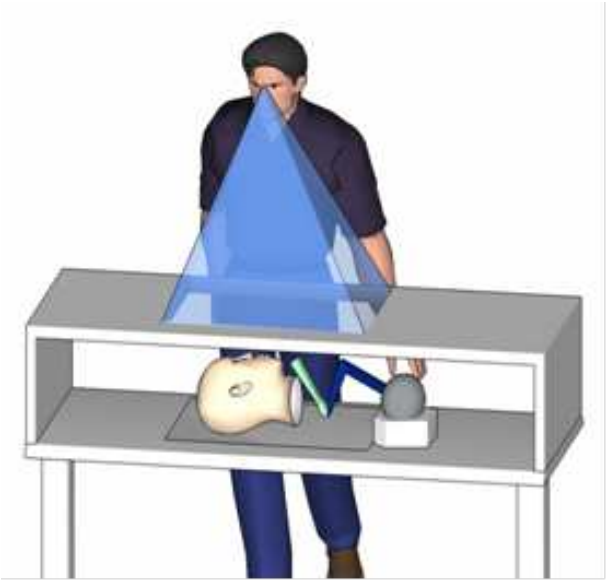


FIGURE 8.7 – Concept du simulateur de chirurgie en base du crâne. L'espace de visualisation du chirurgien (constitué d'un écran posé horizontalement dans un plan de travail), coïncide avec son espace d'interaction (constitué du dispositif à retour d'effort placé sous l'écran de visualisation et calibré en fonction de ce dernier). Le modèle virtuel sera donc rendu de manière visuelle et haptique.

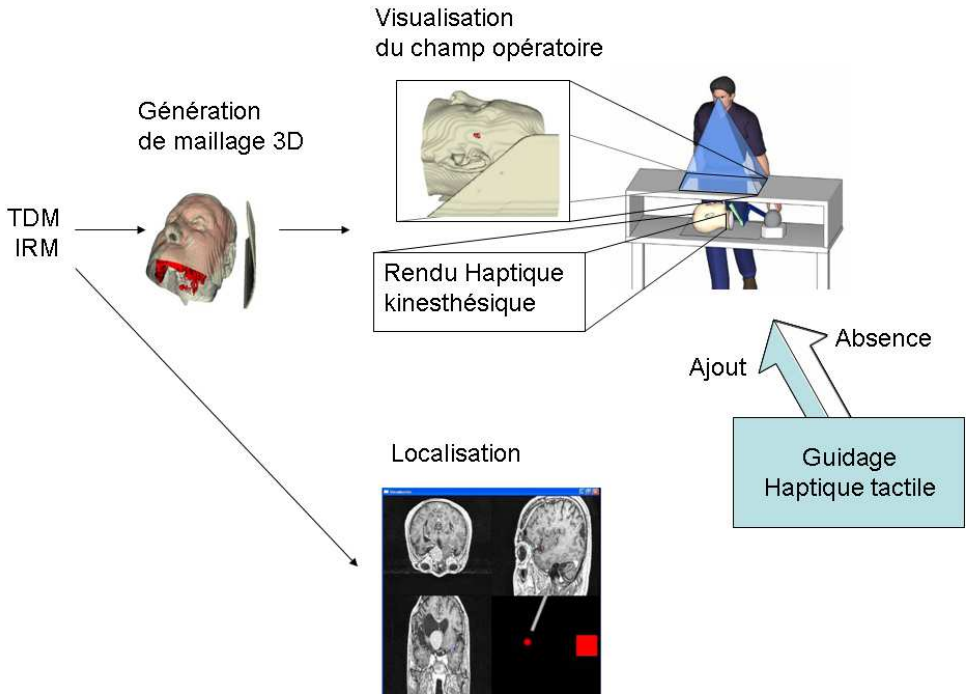


FIGURE 8.8 – Différents composants du simulateur de chirurgie de la base du crâne et organisation des données.

haptique (*cf.* figure 8.9). Nous avons généré les surfaces des structures anatomique à partir d'une isovaleur de niveaux de gris et en utilisant l'algorithme des Marching-Cubes modifié pour s'appliquer sur un octree [Eriksson *et al.*, 2005]. Cette génération se base sur la comparaison de l'isovaleur et des valeurs des intensités des voxels des images (isosurfaces). Simultanément, le volume est accédé par le processus du rendu haptique. Si la position envoyée par le dispositif haptique se trouve en contact (ou en pénétration d'une isosurface), une force est envoyée à l'utilisateur. Si ce dernier réalise une action de fraisage, les valeurs de densité du volume de données sont mises à une valeur inférieure à l'isovaleur. Comme nous avons asservi la génération d'isosurfaces (pour le rendu visuel et le rendu haptique), une nouvelle géométrie est fournie au dispositif et au rendu visuel. L'utilisation de l'algorithme des Marching-Cubes modifié et l'utilisation d'octree pour optimiser le processus nous permet d'obtenir une performance suffisante (Temps réel [±30 fps ; 1 KHz de mise à jour haptique] pour un volume 128x128x128 ≈ 2M de voxels - Temps quasi réel [±20 fps ; 900 Hz de mise à jour haptique] pour un volume 300x320x130 ≈ 12M de voxels). Des solutions utilisant le principe de déformation de maillage [Morris *et al.*, 2006] ont été implémentées mais n'ont pas montré de performances équivalentes.

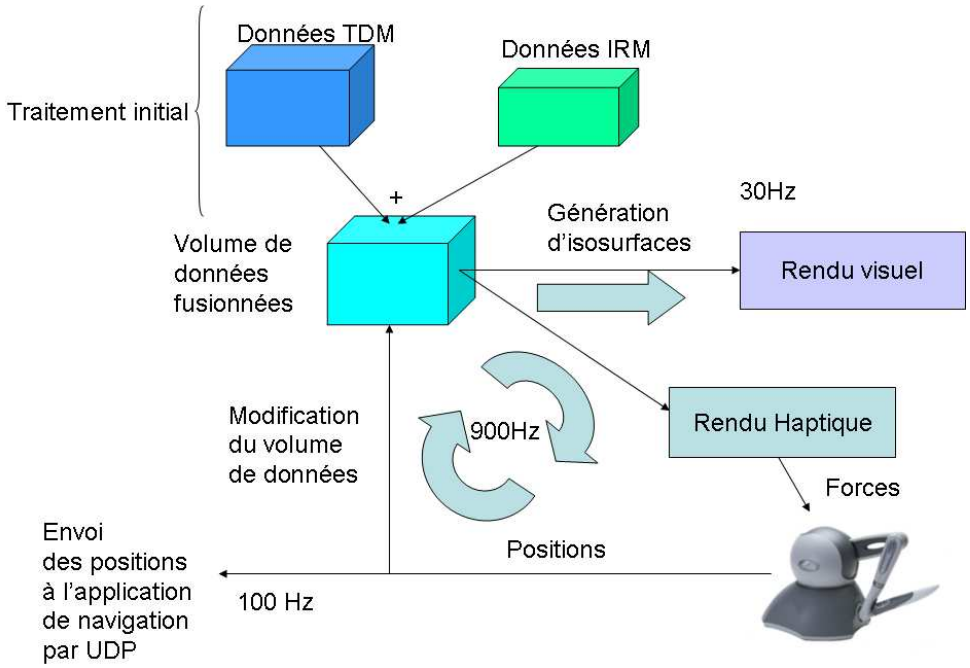


FIGURE 8.9 – Organisation des données de notre simulateur.

Afin de réaliser ce simulateur, nous avons utilisé le framework H3D [www.H3D.org]. Ce dernier permet de gérer une scène d'objets virtuels volumiques et propose de nombreuses fonctions de génération de surface (isosurface, Marching-Cubes) grâce aux modules MedX3D et VHTK, et des fonctions de communication sur le réseau (module UsefullNodes). Ce framework permet de décrire la composition de la scène visuelle/haptique dans un fichier x3d, écrit en XML. Les interactions entre les objets de la scène peuvent être décrits dans un fichier de script Python, ou par programmation « en dur » en C++. Chaque constituant de la scène est appelé « Node » et possède un comportement propre vis-à-vis de son rendu visuel et de son rendu haptique. Il possède un certain nombre de propriétés qu'il est possible de modifier (taille, raideur de surface, couleur...). Dans ce framework, nous avons effectué de nombreuses modifications pour gérer notre application spécifique. Tout d'abord, le chargement des images DICOM a été ré implémenté en utilisant une librairie de lecture de DICOM appelée DCMTK. Cette réécriture a été nécessaire car H3D ne gère pas nativement le chargement des images DICOM et le module MedX3D ne gère

pas correctement l'ordre des images. Nous avons implémenté de nombreuses fonctions d'enregistrement de traces informatiques (logs) dans un nouveau node, au même niveau que le dispositif haptique. Cela nous permet de bénéficier de la même fréquence de traces que la fréquence de mise à jour du dispositif haptique. La visualisation des données sur des coupes 2D (sagittale, frontal et coronale), classiquement utilisées pour la navigation chirurgicale à dû être implémentée (extraction des coupes dans un volume, navigation entre les coupes), ainsi que la gestion de différents paramètres de fusion des textures 3D TDM et IRM (contrastes, luminosité). Enfin, l'algorithme temps réel des Marching-Cubes modifié par le dispositif haptique a fait l'objet d'un nouveau node. Ce dernier gère la re-génération des isosurfaces ainsi que la cohérence vis-à-vis du volume de données. Ces différentes modifications ont été intégrées à un module (*JeremyExtraNodes*) et sera prochainement diffusé sur le site du framework H3D à destination de la communauté. Enfin, la réalisation de nos programmes spécifiques pour la navigation, le simulateur et le générateur de trajectoires s'est faite en C++, utilisant le framework H3D et les différents modules ainsi disponibles (MedX3D, VHTK, JeremyExtraNodes,...). L'organisation de l'architecture logicielle est décrite dans le schéma suivant (*cf.* figure 8.10). Le prototype final pour cette expérience est illustré dans la figure 8.11 suivante.

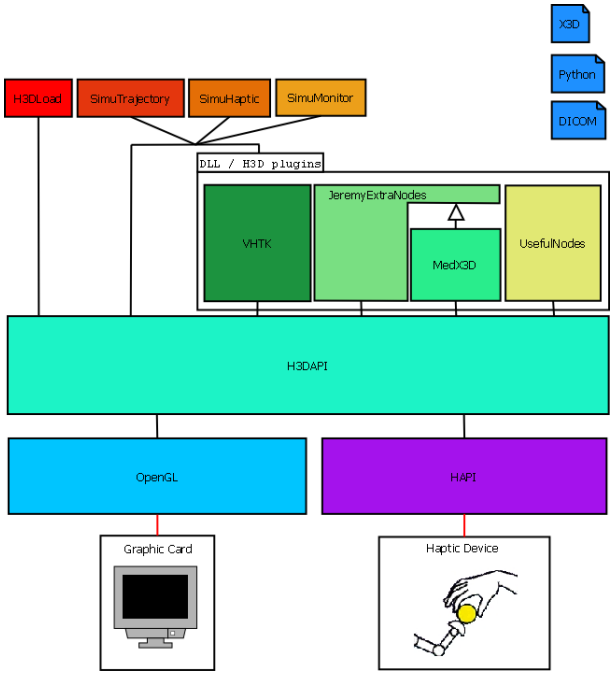


FIGURE 8.10 – Architecture logicielle de nos applications, utilisant le framework H3D.org. Les différents modules sont décrits dans le texte.

La trajectoire

La trajectoire utilisée pour cette expérience est issue de la planification du chirurgien, en fonction de la position de la tumeur et de la localisation des structures anatomiques. Afin de permettre l'enregistrement de cette trajectoire théorique préopératoire, nous avons réalisé une application de génération de trajectoires. Cette dernière permet au chirurgien de visualiser les volumes TDM et IRM fusionnés et calibrés, puis de définir la trajectoire (en jaune dans la figure 8.12). Celle-ci a été réalisée par un chirurgien ORL du CHU de Saint Etienne. Elle se rapproche d'une suite de segments de droites, passant dorsalement à l'orbite oculaire gauche et sera utilisée pour l'évaluation de notre application de guidage.

FIGURE 8.11 – Prototype de simulateur chirurgical en base du crâne développé. Le retour d'effort est assuré par le dispositif haptique (Phantom Omni), situé sous l'écran de visualisation placé horizontalement. Une localisation de la position du dispositif haptique dans les données anatomique est possible sur un écran déporté.

Les retours sensoriels

En dehors des retours sensoriels visuels (champ opératoire et navigation chirurgicale), les sujets ont un retour haptique de type kinesthésique par l'intermédiaire du dispositif à retour d'effort (PHANToM Omni). Ces retours sont nécessaires pour apporter le réalisme des contacts avec les différentes structures anatomiques. Des valeurs de rigidité ont été attribuées linéairement entre 0 et 2 N en fonction des densités des volumes d'imagerie pré-opératoire. Ces valeurs, bien qu'approximatives, permettent d'apporter une réelle différence dans le toucher de structures éparses. Cependant, deux pixels de structures différentes ayant la même intensité seront restitués identiquement par le dispositif haptique. Afin de contourner le fait que les intensités des pixels d'une même structure sont différentes entre la modalité IRM et la modalité TDM, nous avons utilisé uniquement les données d'intensité de l'examen TDM pour définir ces valeurs de rigidité, puisque cette modalité d'imagerie met en avant les os et les cavités anatomiques. En plus de ce type de retour haptique, nous avons proposé et implémenté un guidage tactile pour assister le chirurgien. La solution adoptée est constituée de vibreurs, disposés sur une ceinture portée au niveau de l'abdomen des sujets (*cf.* figure 8.13).

Le contrôle de ces vibreurs s'appuie sur une interface de carte de contrôle connectée en USB et sur des relais (`www.phidgets.com`). Deux types de ceintures ont été proposées pour cette expérience, implémentant chacune un paradigme de codage d'informations directionnelles. Nous avons dû réaliser deux schémas de connexion afin de contrôler ces deux ceintures. Les schémas électroniques sont illustrés dans la figure 8.14. La première ceinture vibrante (schéma de gauche), désignée par « ceinture de type 1 » dans la suite du manuscrit, est constituée de 6 vibreurs, pouvant fonctionner sur deux niveaux de vibration (≈5000 tr/mim et ≈2000 tr/min). L'activation de la sortie 0 ou de la sortie 1 permet de choisir le niveau de vibration des vibreurs. Les activations de 2 à 7 permettent de choisir le vibreur. La seconde

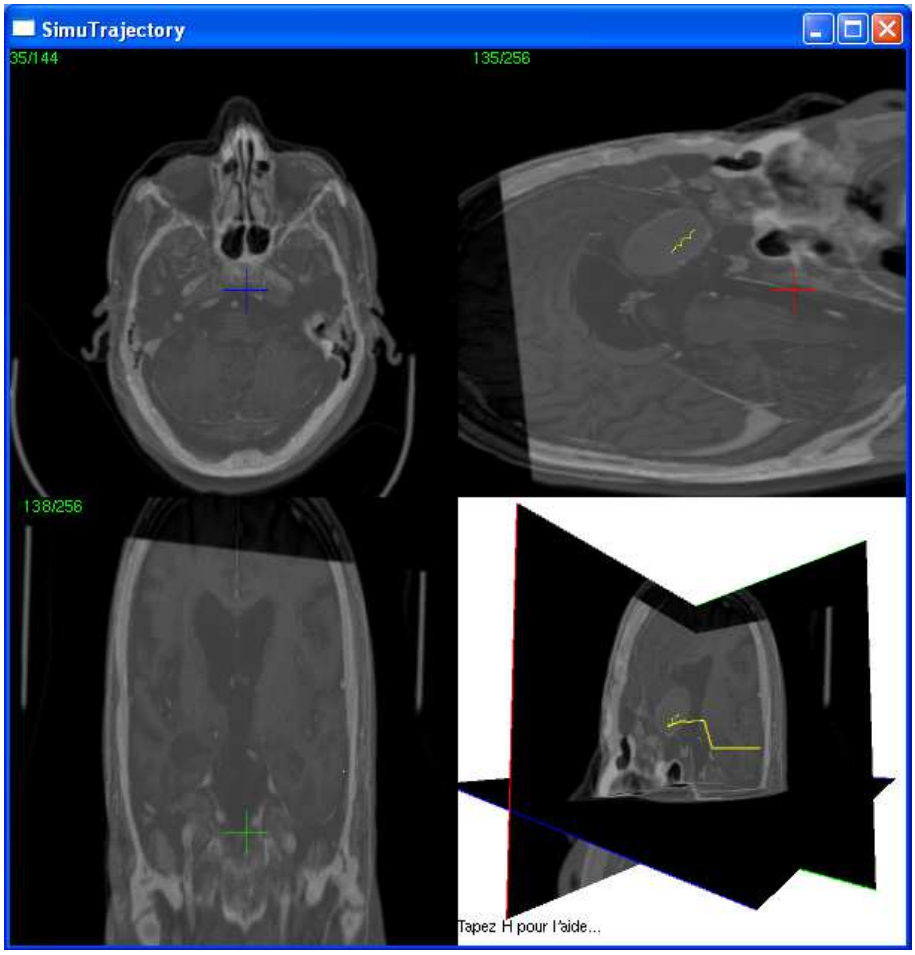


FIGURE 8.12 – Application de génération de trajectoire préopératoire (en jaune) en fonction des données scanner et IRM recalées. En jaune, la trajectoire définie par le chirurgien ORL.

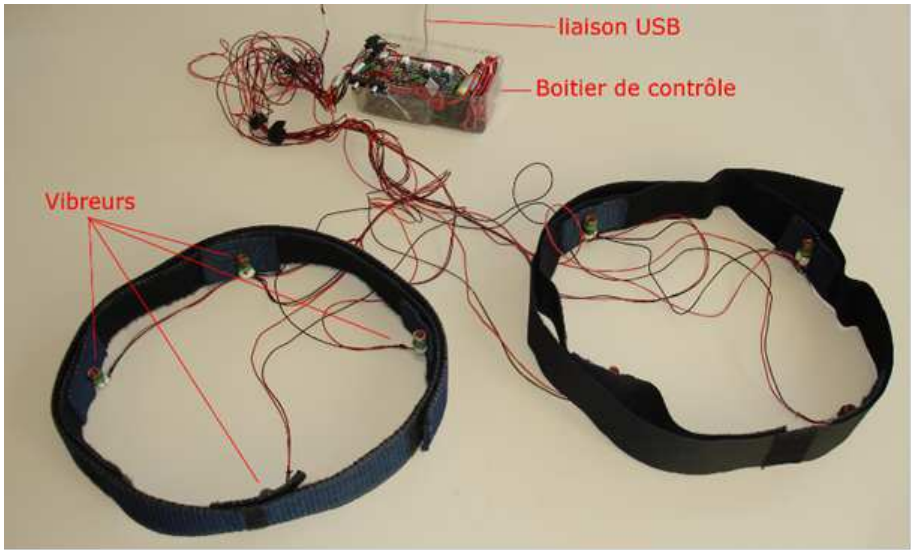


FIGURE 8.13 – Prototype de ceinture vibrante utilisée dans notre expérience. Les ceintures sont réglables par système velcro, s'adaptant à la morphologie des sujets. La position des vibreurs est aussi réglable. Chaque vibreur est connecté à un relais, situé dans le boîtier de contrôle. L'activation de ces relais se fait par l'intermédiaire d'une carte de pilotage, reliée par USB à l'ordinateur.

ceinture (schéma de droite), désignée par « ceinture de type 2 » dans la suite du manuscrit, permet de faire fonctionner 8 vibreurs, sur un seul niveau de vibration (≈5000 tr/min). La sélection du vibreur se fait sur les ports de sortie de 0 à 7.

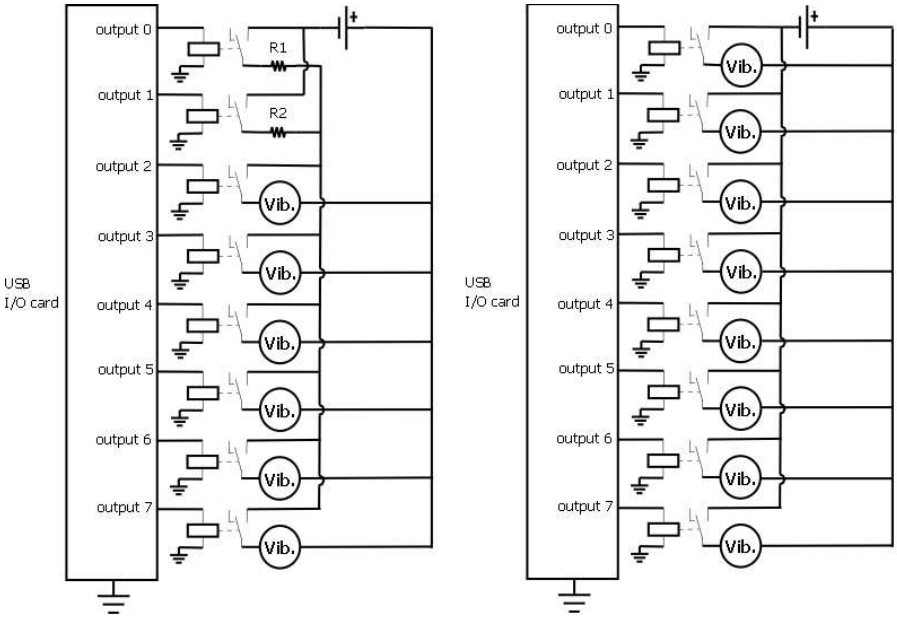


FIGURE 8.14 – Schémas électriques des deux ceintures utilisées lors de nos expériences.

Ces deux ceintures vibrantes nous permettent de concevoir deux paradigmes de guidage. Le premier paradigme (figure 8.15) est constitué des 6 vibreurs disposés sur la ceinture de type 1 (donc portée dans le plan transverse au niveau du ventre). Quatre sont disposé ventralement, indiquant des changements horizontaux et latéraux de direction (lacet). L'activation de ces quatre vibreurs frontaux se fait de manière successive, selon les angulations décrites dans la figure 8.15. Le niveau de vibration est donné par l'amplitude de l'angulation entre la trajectoire courante et la trajectoire théorique :
si $\Delta angulation \leq \frac{angle_seuil_{vibreur}}{2}$ alors $niveau_{vibration} = faible$, sinon $niveau_{vibration} = fort$.

Deux vibreurs sont placés dorsalement, indiquant des changements verticaux de direction (tangage). Ces indicateurs du tangage sont aussi activés successivement, mais en addition aux vibreurs ventraux. Lorsque l'outil est parfaitement aligné avec la trajectoire, aucune vibration n'est envoyée à l'utilisateur. Les deux types de codage de l'information sont possibles : par démonstration (la ceinture indique la direction qu'il faut prendre pour corriger une erreur) ou par correction (la ceinture indique la direction de l'erreur) (*cf.* § 3.1.3 et § 3.1.2).

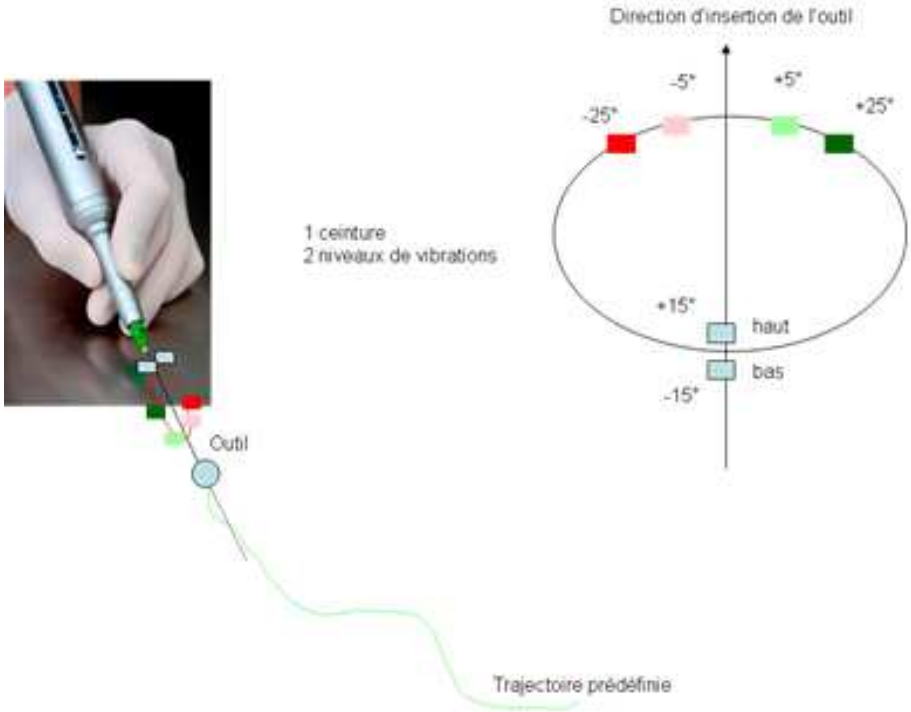


FIGURE 8.15 – Premier paradigme de guidage

Le second paradigme de guidage est représenté par les 8 vibreurs de la ceinture de type 2 (*cf.* figure 8.16). Cette fois ci, nous disposons deux ensembles de quatre capteurs, répartis selon les quatre points cardinaux. Pour des soucis évidents d'ergonomie et afin de prendre en compte le seuil minimal de discrimination spatiale, nous avons choisi d'équiper le chirurgien de deux ceintures constituées chacune de 4 vibreurs. La ceinture proximale (haute) représente la position proximale de l'outil (la plus proche de la main du sujet) et la ceinture distale (bas) représente la position la plus éloignée de l'outil. L'activation des quatre vibreurs d'une ceinture est successive, mais les deux ceintures peuvent être activées en parallèle. Les seuils d'activation sont de 0.02 mm d'écart à la trajectoire théorique. Les mêmes informations de tangage et de lacet sont ainsi possibles. A l'image de la ceinture de type 1, les deux types de codage de l'information sont possibles : par démonstration ou par correction.

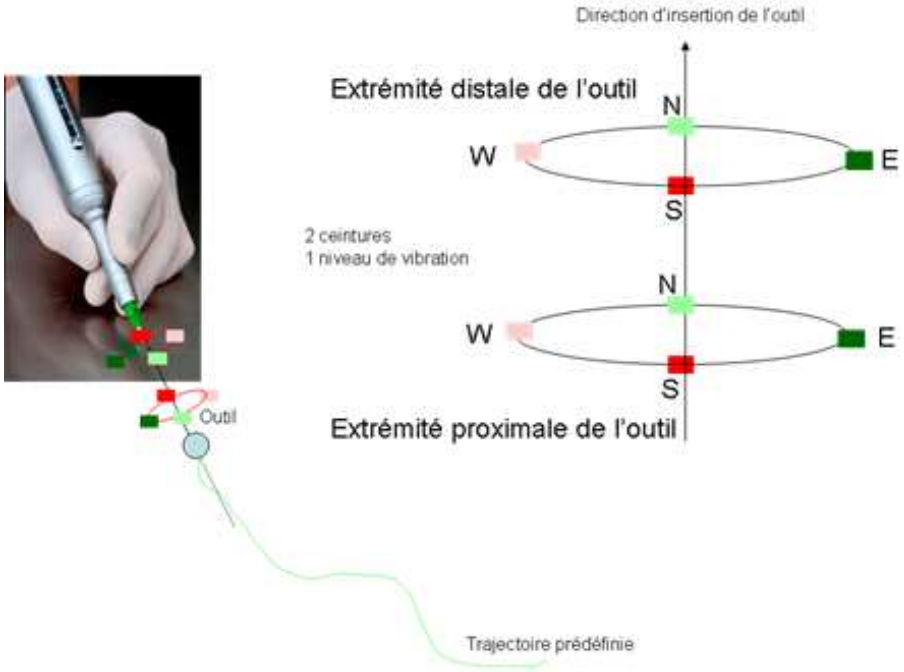


FIGURE 8.16 – Second paradigme de guidage.

Méthodologie

Dans ce chapitre, nous voulons déterminer l'influence d'un guidage tactile sur une tâche de suivi de trajectoire. Dans l'analyse de l'état de l'art, nous avons pointé la nécessité de l'apprentissage du codage proposé aux sujets. Nous avons donc intégré cette remarque en proposant dans chacune de nos expérimentations, une phase de familiarisation au codage. Lors de la description du dispositif, les deux paradigmes de guidage ont été présentés aux sujets. Nous faisons l'hypothèse que ces deux paradigmes n'auront pas les mêmes performances. De même, le type de codage proposé au sujet (démonstration ou correction) devrait montrer des performances équivalentes, similairement aux observations de Robineau *et al.* [Robineau *et al.*, 2007] sur un guidage tactile lingual. Afin de comparer l'effet de ces guidages tactiles sur la performance des utilisateurs, nous définissons cinq conditions :

Condition visuelle seule (V) : seuls les retours visuels seront présents. Le guidage tactile est désactivé. C'est la condition classiquement utilisée lors d'une opération de chirurgie en base du crâne assistée par ordinateur, où aucun guidage n'est présent puisque les chirurgiens n'utilisent l'écran de l'ordinateur que pour repérer la position de leur outil, position projetée sur les trois coupes axiales, coronales et sagittales issues des données pré-opératoires. Il n'y a dans ce cas aucune information visuelle de suivi de trajectoire pré-opératoire. Cette condition sera notre modalité contrôle.

Condition visuelle + guidage tactile ceinture de type 1, avec un codage en Correction (VT-T1-C) : cette condition reprend les retours sensoriels visuels, sur lesquels sont ajoutés les retours sensoriels tactiles avec la ceinture de type 1 (6 vibreurs). Le sujet obtiendra des vibrations lui indiquant son erreur.

Condition visuelle + guidage tactile ceinture de type 1, avec un codage en Démonstration (VT-T1-D) : cette condition est similaire à la précédente mais le sujet ressentira des vibrations lui indiquant comment corriger son erreur.

Condition visuelle + guidage tactile ceinture de type 2, avec un codage en Correction (VT-T2-C) : cette condition reprend les retours sensoriels visuels, sur lesquels sont ajoutés les retours sensoriels tactiles avec la ceinture de type 2 (8 vibreurs). Le sujet obtiendra des vibrations lui indiquant son erreur.

Condition visuelle + guidage tactile ceinture de type 2, avec un codage en Démonstration (VT-T2-D) : cette condition est similaire à la précédente mais le sujet ressentira des vibrations lui indiquant comment corriger son erreur.

Notre protocole expérimental se décompose en deux expériences et suit un plan intra-groupe. Les avantages de ce type de protocole ont été listés précédemment dans le paragraphe 5.5. Lors de la première expérience, nous voulons tester nos hypothèses quant à la préférence d'une des deux ceintures et d'un des deux types de codage, l'objectif étant d'éliminer un certain nombre de conditions avant la seconde expérience. Cette première expérience permettra au sujet de se familiariser avec le codage des informations directionnelles. La seconde expérience nous permettra de comparer les conditions visuelle et visuelle+tactile, dans la meilleure des conditions de guidage selon les sujets.

Expérience 1 : Efficacité préférentielle sur le logiciel de familiarisation des retours sensoriels vibrotactiles. Lors de cette première expérience, nos objectifs étaient de déterminer, pour chaque sujet, le paradigme (ceinture 1 ou 2) et le type de codage préférés. Nos hypothèses sont les suivantes :

- Le type de codage devrait dépendre de la préférence des utilisateurs. On ne devrait donc pas *a priori* observer de différence de performance significative entre le codage en démonstration *versus* le codage en correction.

- La représentation mentale de la trajectoire à réaliser ainsi que le transfert de l'information de l'espace de la ceinture de vibration (abdomen) vers l'espace d'action (main) devrait influer sur le type de ceinture. Un codage est nécessaire pour passer d'un espace à l'autre. Une différence de performance devrait être observée si les espaces sont très différents. On devrait ainsi déterminer si la représentation mentale des sujets pour la trajectoire proposée est plus cohérente avec le codage directionnel de la ceinture de type 1 ou avec celui de la ceinture de type 2.

Nous proposons d'utiliser la configuration du simulateur de chirurgie présenté précédemment (*cf.* § 8.4.1), mais couplée à un logiciel de familiarisation. Ce logiciel de familiarisation nous permet de représenter le codage tactile utilisé de manière visuelle, lors d'une tâche de suivi de trajectoire tridimensionnelle. Une capture d'écran de ce logiciel est illustrée dans la figure 8.17.

Afin de tester ces hypothèses, nous proposons le protocole expérimental suivant (*cf.* figure 8.18). Chaque sujet dispose d'une phase de familiarisation de 2-3 minutes par conditions listées précédemment. À l'issue de cette phase de familiarisation, le sujet nous donne sa préférence sur le type de codage (démonstration ou correction) pour chacun des guidages directionnels proposés. Ce choix se justifie par l'hypothèse d'absence de différence significative entre les deux types de codages. Cela nous permet de réduire le nombre de conditions à tester. On se retrouve donc trois conditions : la condition visuelle seule (V), une condition visuo-tactile avec la ceinture de type 1 (VT-T1-C ou VT-T1-D) et une condition visuo-tactile avec la ceinture de type 2 (VT-T2-C ou VT-T2-D). Le sujet réalise ensuite un test de performance sur six trajectoires tridimensionnelles rectilignes par morceaux d'environ 10 cm par condition (soit 18 essais). L'ordre de ces conditions est donné par un plan carré latin. La consigne donnée aux sujets est de « suivre la trajectoire le plus précisément possible ». À la fin de cette phase de test, les sujets répondent à un léger questionnaire (disponible en annexe D), nous informant sur l'ergonomie générale du dispositif. Cette première partie d'expérience dure entre 30 et 45 minutes.

La mesure de performance utilisée se base sur les critères de mesure suivants :

- **Durée** : temps total entre le début et la fin de la trajectoire théorique.

- **Erreur spatiale moyenne** : ce critère représente l'erreur moyenne entre la trajectoire expérimentale et la trajectoire théorique. Il permet d'obtenir une mesure de précision moyenne du sujet lors de la réalisation de cette trajectoire. L'écart type de ce critère est un indicateur de la variabilité du sujet.

- **Erreur maximale à la trajectoire théorique** : ce critère est l'erreur maximale lors de la réalisation de la tâche. Il donne un indicateur de précision important et est souvent utilisé dans la littérature.

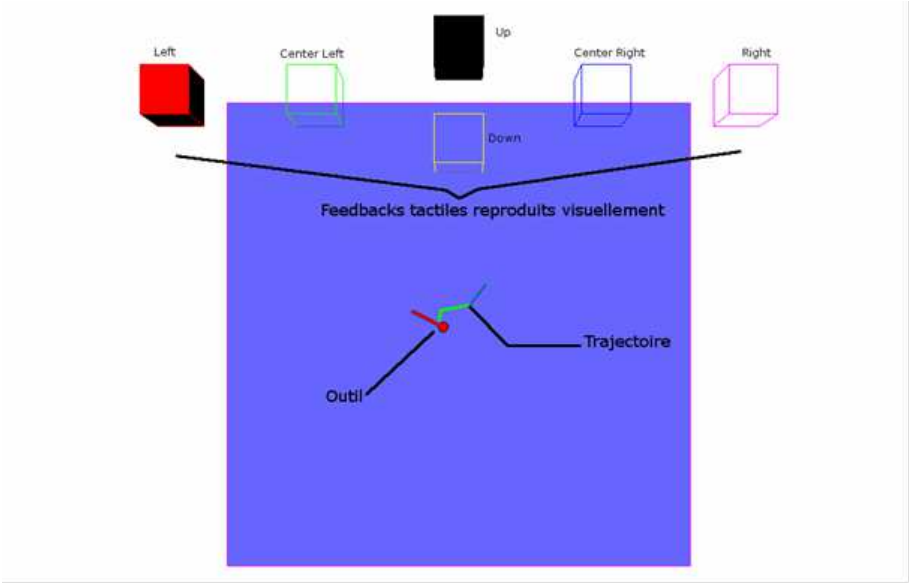


FIGURE 8.17 – Capture d'écran annotée du logiciel de familiarisation au guidage vibrotactile. Le sujet doit suivre la trajectoire théorique (en vert) avec l'outil dont la position est donnée par le dispositif haptique. Les vibreurs de la ceinture sont représentés par des cubes, opaques en cas d'activation.

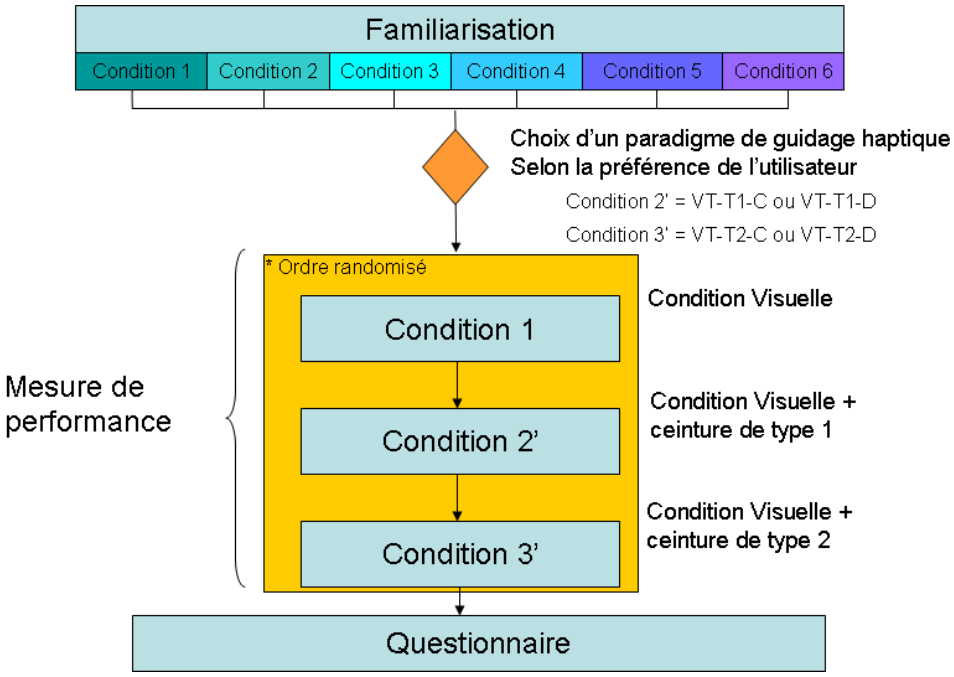


FIGURE 8.18 – Protocole expérimental de notre première expérience. Voir les détails dans le texte.

- **Vitesse moyenne** : ce critère représente la vitesse moyenne de réalisation de la trajectoire expérimentale. Il permet de préciser la nature de la performance de l'utilisateur (rapport précision/vitesse).

Ces critères sont calculés par un script Scilab, à partir d'enregistrement des positions du dispositif haptique à 100 Hz. Au fruit de cette expérience, la meilleure (erreur moyenne la plus faible) des deux conditions de guidage haptique (ceinture de type 1 ou ceinture de type 2), en fonction de la préférence utilisateur pour un type de codage (démonstration ou correction), sera conservée pour l'expérience 2, décrite dans le paragraphe suivant.

Expérience 2 : Suivi de trajectoire complexe sur le simulateur de chirurgie en base du crâne. Lors de cette seconde expérience, nos objectifs étaient de déterminer l'influence du guidage haptique vibro-tactile sur la performance utilisateur pour une tâche de suivi de trajectoire en conditions proche de la chirurgie en base du crâne. Nos hypothèses sont les suivantes :
- Le guidage tactile devrait améliorer les performances de l'utilisateur (résultats déjà observés sur des trajectoires rectiligne et pour un guidage électro-tactile par Robineau *et al.* [Robineau *et al.*, 2007]), y compris sur une trajectoire complexe.
- Nous devrions observer une diminution de l'utilisation des informations visuelles (navigation chirurgicale), au profit de l'utilisation des informations tactiles. On bénéficierait donc d'une amélioration des performances due à une économie des allers-retours visuels entre le champ opératoire et la station de navigation.
- Enfin, nous devrions observer une amélioration des performances en terme de distance d'erreur par rapport à la trajectoire de référence en condition de guidage tactile.

Pour tester ces hypothèses, le protocole illustré dans la figure 8.19 est mis en œuvre. Les participants se familiarisent avec le simulateur de chirurgie, ainsi que le logiciel de navigation, placé dans une configuration proche du bloc opératoire. Suite à cette phase de familiarisation dans la condition visuelle (V) et dans la condition visuelle + guidage tactile (VT), les sujets doivent réaliser la chirurgie selon une trajectoire définie préalablement par un chirurgien expert (*cf.* § 8.4.1). La condition visuelle diffère de la précédente expérience et consiste en un affichage des trois coupes anatomiques classiques (sagittale, transverse et frontal) correspondant à la position de la pointe de l'outil au sein du modèle virtuel. La trajectoire théorique est reportée sur ces différentes coupes anatomiques par l'intermédiaire d'un pixel de couleur vive (jaune). La position de l'outil est symbolisée par une croix au centre des coupes anatomiques affichées. Deux blocs de six essais, en condition V ou condition VT, sont proposés. Du fait de la complexité de la tâche, la durée de la passation de cette expérience est d'environ 45 minutes.

Les indices mesurés sont identiques à ceux utilisés dans l'expérience 1. Nous avons de plus enregistré sur vidéo les essais des sujets pour procéder à une analyse du temps de regard à la station de navigation. Ce nouvel indice nous permet de calculer l**e pourcentage de temps passé à regarder l'écran de localisation**, nous permettant de confronter l'hypothèse de diminution de l'utilisation des informations visuelles.

Participants

Lors de la conception de l'expérience sur le guidage tactile, nous ciblions la population des chirurgiens experts afin de les aider dans une tâche spécifique qui leur est propre. Cependant, la passation d'expérience au sein de cette population doit faire face à deux facteurs relativement incompatibles : l'emploi du temps chargé des praticiens chirurgicaux et la durée incompressible de ces expériences (environ 2 h, installation comprise). Pour contourner cette contrainte, nous avons fait appel à la passation de sujets novices au domaine de la chirurgie en base du crâne. Dix sujets se sont prêtés à l'expérimentation. Un sujet a néanmoins été exclu de l'étude pour une erreur de manipulation lors de la passation. La population testée était âgée en moyenne de 30,3 ans (±4), exclusivement masculine, bien que ce n'ait pas

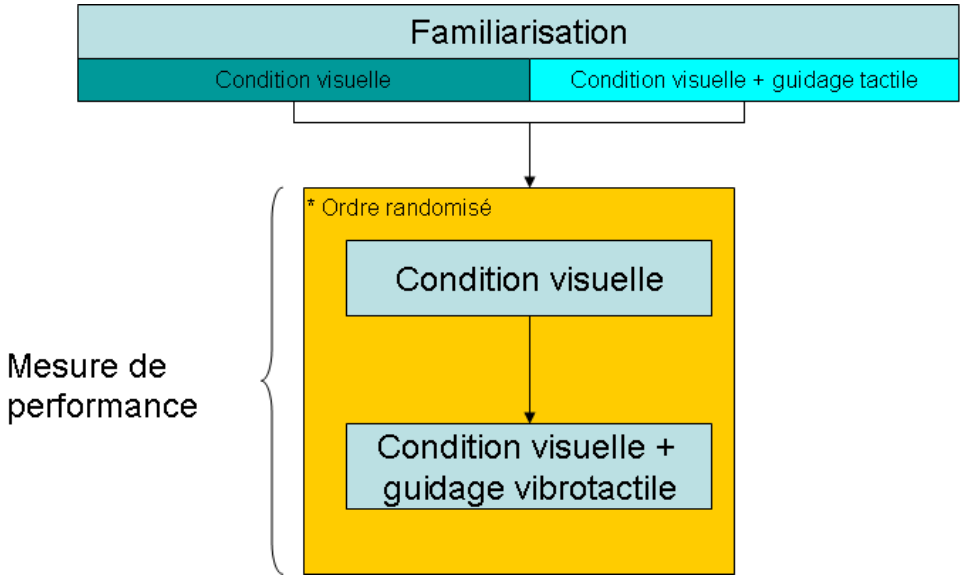


FIGURE 8.19 – Protocole expérimental pour l'expérience de suivi de trajectoire en chirurgie de la base du crâne.

été un critère de recrutement. Nous avons aussi recruté un chirurgien (de spécialité ORL au CHU de Saint Etienne - France), âgée de 47 ans. Cette expérience s'est déroulée en accord avec la déclaration d'Helsinki et a été validée par un comité local d'éthique. Le consentement de tous nos participants a été recueilli avant la passation. Pour des raisons claires de différences entre nos deux populations d'origine, nous avons séparé la présentation de leurs résultats. Nous espérons néanmoins continuer à tester d'autres chirurgiens dans le but d'atteindre une certaine représentativité de cette population experte.

8.4.2 Résultats observés chez les sujets novices

Expérience 1

Les buts de l'expérience 1 étaient de déterminer les préférences du guidage directionnel ainsi que le type de codage proposé. Nous observons une préférence nette à l'issue de la phase de familiarisation pour un codage en correction (78% des sujets) par rapport au codage en démonstration (22%). Nous remarquons que dans les préférences énoncées par les sujets le codage en démonstration est associé au guidage directionnel de la ceinture de type 1 (C1), et que le codage en correction est associé au guidage directionnel de la ceinture de type 2 (C2). Aucun sujet n'a donc choisi les conditions « guidage C1 + codage en correction » ou « guidage C2 + codage en correction » au cours de cette expérience. Nous obtenons donc trois conditions lors des tests de mesure de performance : V ; VT-T1-D et VT-T2-C). Concernant l'effet du guidage directionnel sur la performance des participants lors de la réalisation de trajectoires (phase de test), nous observons que le C2 montre des performances supérieures pour 78% des sujets (soit 7 sujets).

Concernant les différents critères calculés, nous avons réalisé une ANOVA en mesures répétées (3 conditions x 6 essais). Préalablement à l'analyse par variable, nous avons vérifié l'effet d'ordre des conditions. Ce dernier n'était pas présent, conformément à nos attentes pour l'écart type de l'erreur moyenne spatiale, l'erreur maximale à la trajectoire, la durée et la vitesse moyenne (tous les $p > 0.25$). L'effet d'ordre était présent pour la moyenne des erreurs moyennes spatiales des sujets. L'analyse de cette variable sera donc abandonnée.

Concernant l'écart-type de l'erreur moyenne spatiale des sujets, nous observons un effet significatif (F(2,16)=8,51 ; p<,005) de la condition. Des tests post-hocs de Newmans-Keuls nous permettent de préciser cette différence (*cf.* figure 8.20- gauche). Ils montrent une différence significative entre les conditions C1 et C2 (p< 0.01) et les conditions C1 et Visuelle (p<0.01). La variabilité de l'erreur moyenne est donc similaire entre les conditions C2 et Visuelle. On observe des résultats similaires pour l'erreur maximale, avec un effet principal des conditions (F(2,16)=11.0 ; p< 0.001) (figure 8.20- droite). Les test post hocs montrent les mêmes différences significatives (C1 et C2 : p< 0.01 et C1 et V : p<0.01).

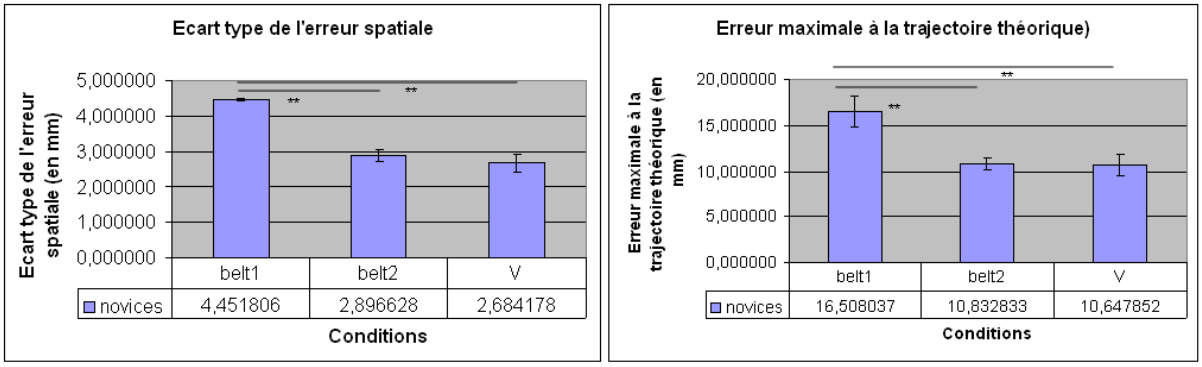


FIGURE 8.20 – Effet de la condition de guidage sur l'écart-type de l'erreur moyenne spatiale (gauche). Effet de la condition de guidage sur l'erreur maximale à la trajectoire théorique (droite). (**) significativité p<0.01.

Concernant la durée, le temps de réalisation ne montre pas d'effet significatif (p>,25) (*cf.* figure 8.21- droite). Enfin, concernant la vitesse moyenne, le type de condition a un effet significatif (F(2,16)=5,54 ; p<,05) et des tests post-hocs de newmans-keuls montrent une différence significative entre la condition C1 et V (p<0.05).

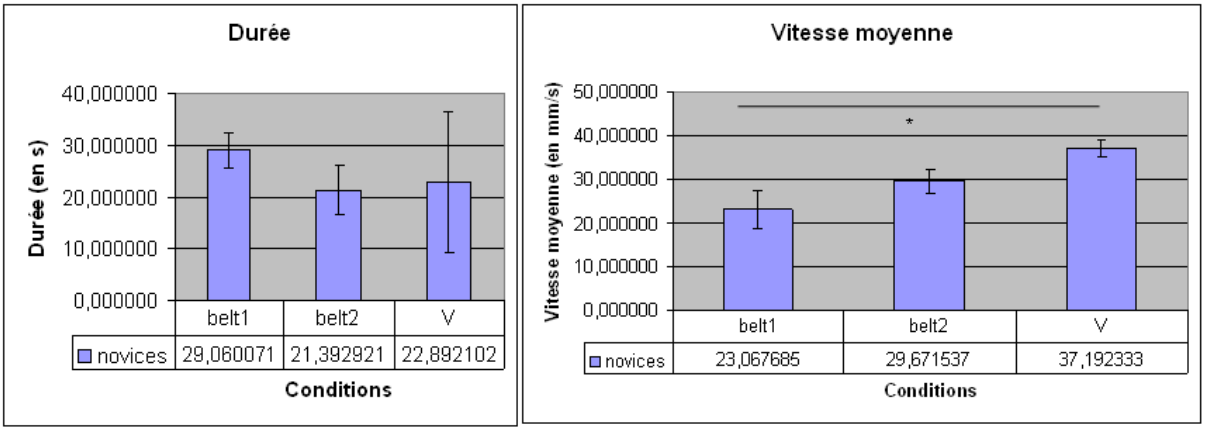


FIGURE 8.21 – (droite) Effet de la condition de guidage sur la durée de réalisation de la trajectoire. (gauche) Effet de la condition de guidage sur la vitesse moyenne de réalisation de la trajectoire.(*) significativité p<0.05.

En première conclusion, ces résultats nous permettent d'observer une différence significative entre les conditions de guidage directionnel avec la ceinture de type 1 et la condition visuelle seule, sur la tâche proposée dans notre expérience de familiarisation. Les conditions de guidage C2 et visuelle semblent

très équivalentes statistiquement. La représentation mentale de la trajectoire à réaliser devrait donc se rapprocher du guidage directionnel proposé avec l'utilisation de la ceinture de type 2 et ce type de guidage ne semble pas nuire à la performance des utilisateurs. Concernant la préférence du type de guidage de la part des utilisateurs, leurs raisons de choix pour un type particulier semblent guidées par un mode de représentation sous-jacent à la tâche (représentation des informations de guidage par un "radar" ou encore un détecteur précoce d'erreurs). Les raisons de ce choix restent néanmoins flous et nécessiterai de plus amples investigations, notamment sur les modes de représentations de la tâche.

Expérience 2

L'expérience 2 proposait de tester l'influence du guidage tactile sur un suivi de trajectoire (définie par le chirurgien ORL expert) dans un cadre proche de la chirurgie en base du crâne. Suite à l'expérience de familiarisation (expérience 1) et une pause d'environ 15 minutes, les mêmes sujets ont réalisé cette seconde expérience. Une analyse ANOVA en mesures répétées (2 conditions x 6 essais) s'est appliquée à chacune des variables étudiées. La vérification de l'effet d'ordre n'a montré aucune interaction entre le facteur d'ordre et les autres facteurs (tous les $p>0.25$). Une analyse par variable a donc été réalisée. Toutes les variables montrent un différence significative entre la condition de guidage tactile (VT-T1-D ou VT-T2-C) et la condition contrôle, visuelle (*cf.* figure 8.22), sauf pour la durée de réalisation de la trajectoire. Les différences significatives observées sur des variables relatives à la précision de la tâche (erreur spatiale moyenne, erreur maximale à la trajectoire), la variabilité (écart type de cette erreur spatiale) ou le pourçentage du temps passé à regarder la station de navigation sont des éléments permettant de distinguer les véritables différences entre les conditions de guidage tactile et la condition classique (guidage visuel seul).

On peut pousser l'analyse pour décomposer par groupe de sujets en fonction du type de ceinture adoptée. Les groupes seront donc constitués de 7 sujets (groupe avec la ceinture C2) et de 2 sujets (ceinture C1). L'effectif du second groupe ne nous autorise pas de conclusion mais des tendances peuvent déjà être observées. Concernant l'erreur moyenne et l'écart type de l'erreur spatiale (figure 8.23), le guidage directionnel C2 semble montrer des différences de performances plus importantes malgré son absence de significativité ($F(1,7)=2,89$; $p>0.1$ et $F(1,7)=,77$; $p>0.25$).

Il semblerait donc que le guidage directionnel de type C1 ne soit pas aussi efficace que le guidage C2 pour une amélioration de performance pour cette tâche complexe.

Discussion préliminaire

Nous observons qu'à l'issue d'une familiarisation relativement courte (±30 minutes), des sujets novices à une tâche relativement complexe montrent des performances significativement différentes à une réalisation de type « classique ». L'utilisation des informations de guidage à travers la modalité haptique tactile atteint donc son objectif. Nous observons plus particulièrement une diminution de l'erreur moyenne, de l'erreur maximale à la trajectoire ainsi qu'une vitesse moyenne plus accrue en présence de la modalité haptique en plus de la modalité visuelle. De plus, nous observons une claire diminution de l'importance des informations visuelles car le pourcentage du temps passé à regarder l'écran de localisation est significativement diminué. Il faut toutefois nuancer cet aspect car la condition visuelle utilisée dans l'expérience de simulation de chirurgie ne comportait que très peu d'information (la trajectoire est affichée sur un espace très petit - un pixel dans l'écran, aucune information sur les déplacements à effectuer). Une comparaison par rapport à une méthode de « guidage visuel » (guidage par alignement de croix par exemple [Mozer, 2007]) permettrait de comparer véritablement l'apport du guidage tactile. Cependant, on peut constater que les apports haptiques arrivent à suppléer l'information spatiale, dans cette condition où la lecture des images anatomiques chez des sujets novices est difficile. Sous hypo-

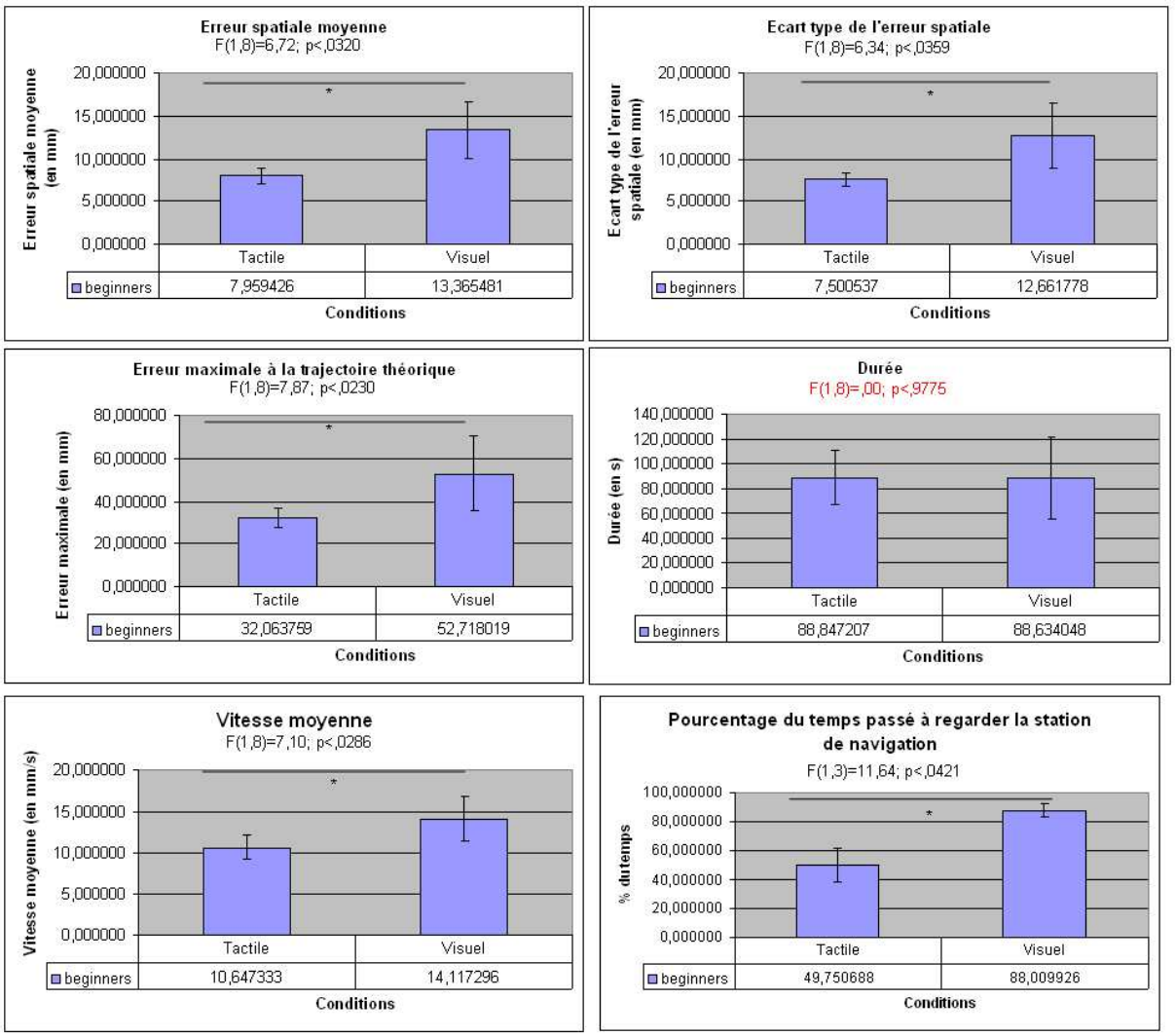


FIGURE 8.22 – Effet des conditions de guidage tactile sur les différentes variables mesurées. (*) significativité p<0.05.

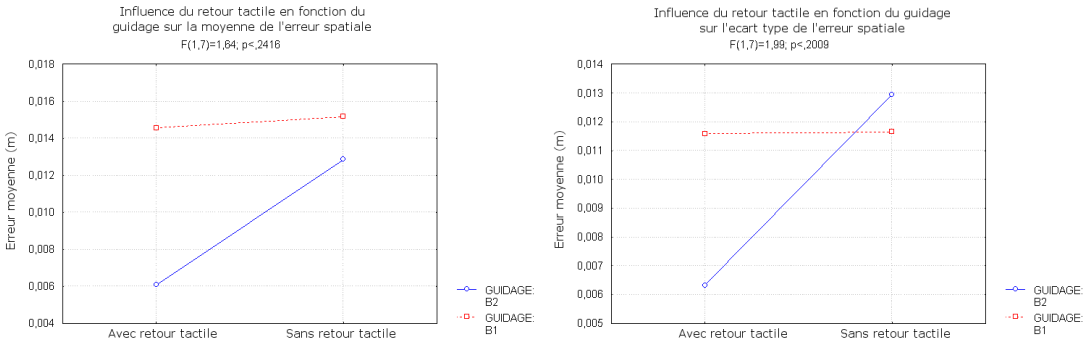


FIGURE 8.23 – Effet du type de guidage haptique (C1 ou C2) sur l'erreur moyenne (droite) et sur l'écart type de l'erreur spatiale (gauche).

thèse de l'utilisation des informations les plus pertinentes à la réalisation de la tâche dans un contexte d'intégration multimodale, nous assistons ici à un véritable changement de poids dans la pertinence des informations abordées. La diminution significative de l'utilisation des informations visuelles de localisation montre une claire transmission de cette information par la voie tactile. De plus, la diminution significative des erreurs spatiales maximales en présence du guidage haptique suggère un bénéfice réel lors de tâches où la précision est importante. L'intérêt de cette recherche est tant dans la présence de ces résultats très encourageant sur des sujets novices que sur la relative simplicité du système de guidage. En effet, malgré les différences intrinsèques des vibreurs (frottements inégaux, attaches plus ou moins fixes) et les différences dues aux épaisseurs variables de tissus portés par les sujets, le guidage tactile semble apporter des améliorations de la performance pour ce type de tâche. Néanmoins, le caractère novice des sujets face à une localisation sur une station de navigation chirurgicale, la difficulté de s'aligner avec une information visuelle relativement pauvre, sans connaissance préalable de l'anatomie des régions rencontrées, augmente la distance d'intégration des retours visuels. Le guidage haptique serait peut être une manière plus simple d'accéder à cette information de localisation. Afin d'éclaircir ce dernier point, et de se rapprocher de notre population cible, nous allons présenter les résultats issus de la passation de cette même expérience auprès d'un chirurgien expert, habitué à une localisation sur une station de navigation chirurgicale.

8.4.3 Résultats observés chez un chirurgien expert

Expérience 1

A l'image des sujets novices, le chirurgien obtient une performance en terme d'erreurs spatiales significativement différente (test de student) entre la condition C1 et la condition C2 (t-test ; $p<0.01$) et la condition C1 et Visuelle seule (t-test ; $p<0.01$). Aucune différence de performance n'est observée entre les conditions C2 et Visuelle ($p>0.25$) (figure **??**).

Le pattern de performance vis-à-vis de la tâche de familiarisation pour ce sujet est similaire aux résultats présentés précédemment dans ce chapitre (*cf.* figure 8.24) pour l'erreur spatiale moyenne et son écart type. L'influence de la condition de retours sensoriels vis-à-vis de l'erreur maximale à la trajectoire, la durée et la vitesse moyenne se montre néanmoins quasi équivalente.

Nous ne pousserons pas les analyses statistiques du fait de la faible taille de la population. Néanmoins, ces résultats nous permettent d'observer une différence significative entre les conditions de guidage directionnel avec la ceinture de type 1 et la condition visuelle seule, sur la tâche proposée dans notre expérience de familiarisation. Les conditions de guidage C2 et visuelle semblent équivalentes statistiquement en terme d'erreur spatiale moyenne. C'est donc ce type de guidage haptique qui sera utilisé lors de la seconde expérience. Nous observons aussi que lors de cette tâche de familiarisation, le sujet réagit de manière similaire à la population de novices.

Expérience 2

L'expérience 2 proposait de tester l'influence du guidage tactile sur un suivi de trajectoire complexe dans un cadre proche de la chirurgie en base du crâne. Le chirurgien expert devrait montrer une performance supérieure au groupe de novices, du fait de son expérience. Aucune différence significative n'est pourtant observée (test de Student ; tous les $p>0.10$) entre le groupe des novices et le chirurgien expert. Concernant les variables mesurées pour le chirurgien, nous observons une différence significative pour l'écart type de l'erreur spatiale (t test apparié ; $p< 0.05$ après avoir vérifié l'égalité des variances par un test de Fisher-Snedecor) et une différence approchant la significativité concernant l'erreur maximale à la trajectoire (t-test apparié ; $p=0.065$ après avoir vérifié l'égalité des variances par un test de Fisher-Snedecor) (*cf.* figure 8.25).

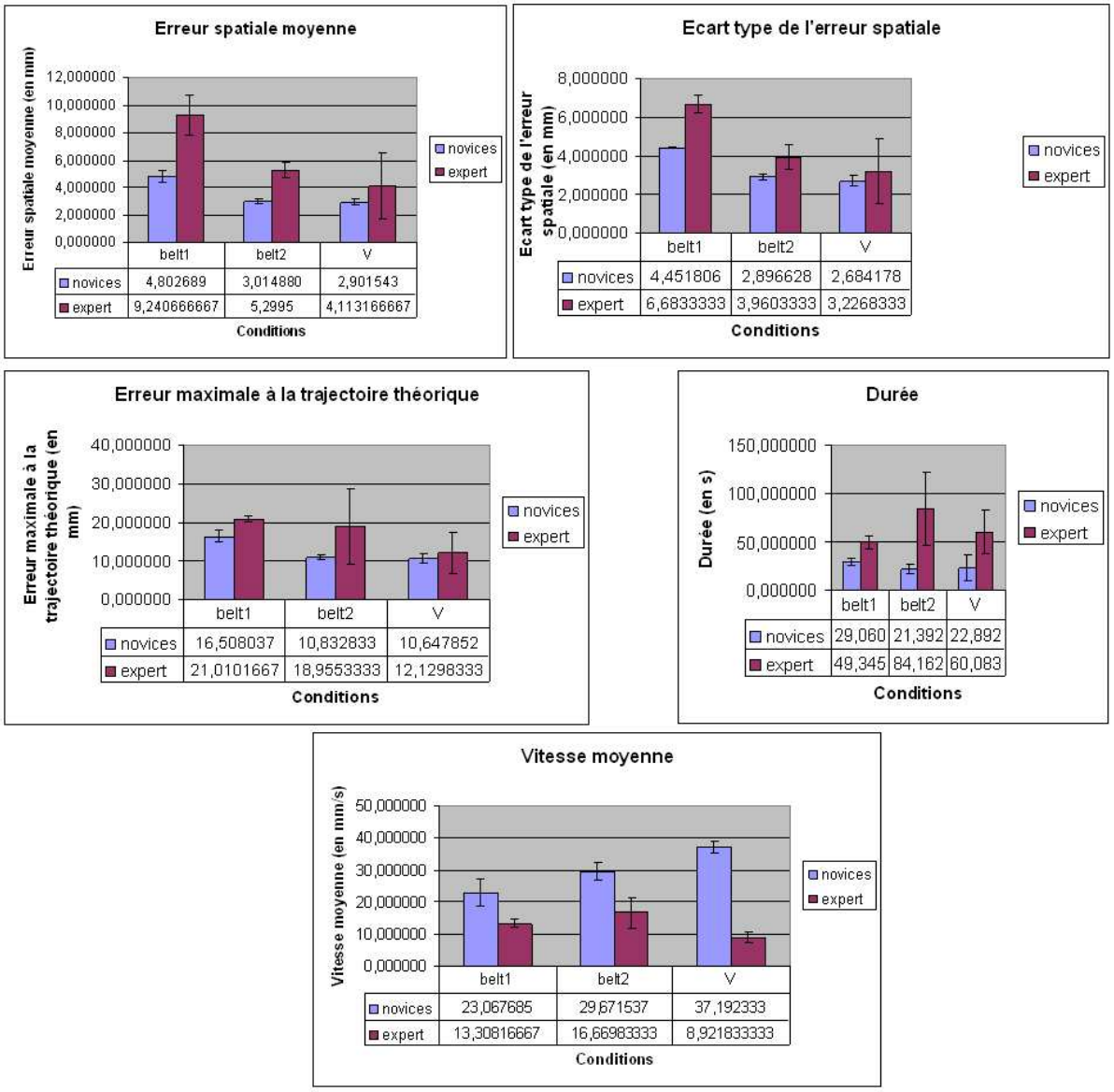


FIGURE 8.24 – Comparaison des résultats obtenus pour les novices et le chirurgien expert dans l'expérience de familiarisation.

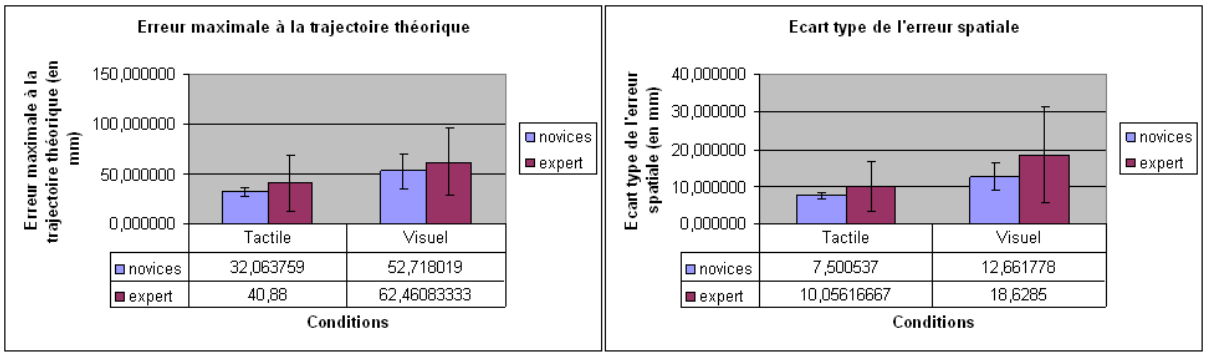


FIGURE 8.25 – Résultats de performance pour l'erreur maximale à la trajectoire et l'écart type de l'erreur moyenne chez le sujet expert, en comparaison à la population novice.

Aucune différence significative n'est observée pour le chirurgien entre la condition visuelle et la condition haptique pour les autres variables analysées (t test ; tous les p>0.10) (*cf.* figure 8.26). Bien que ces résultats soient limités dans l'analyse statistique possible, les tendances suggèrent une influence sur la performance spatiale de la tâche, accompagnée d'une réduction de l'utilisation des indices visuels associés à la localisation.

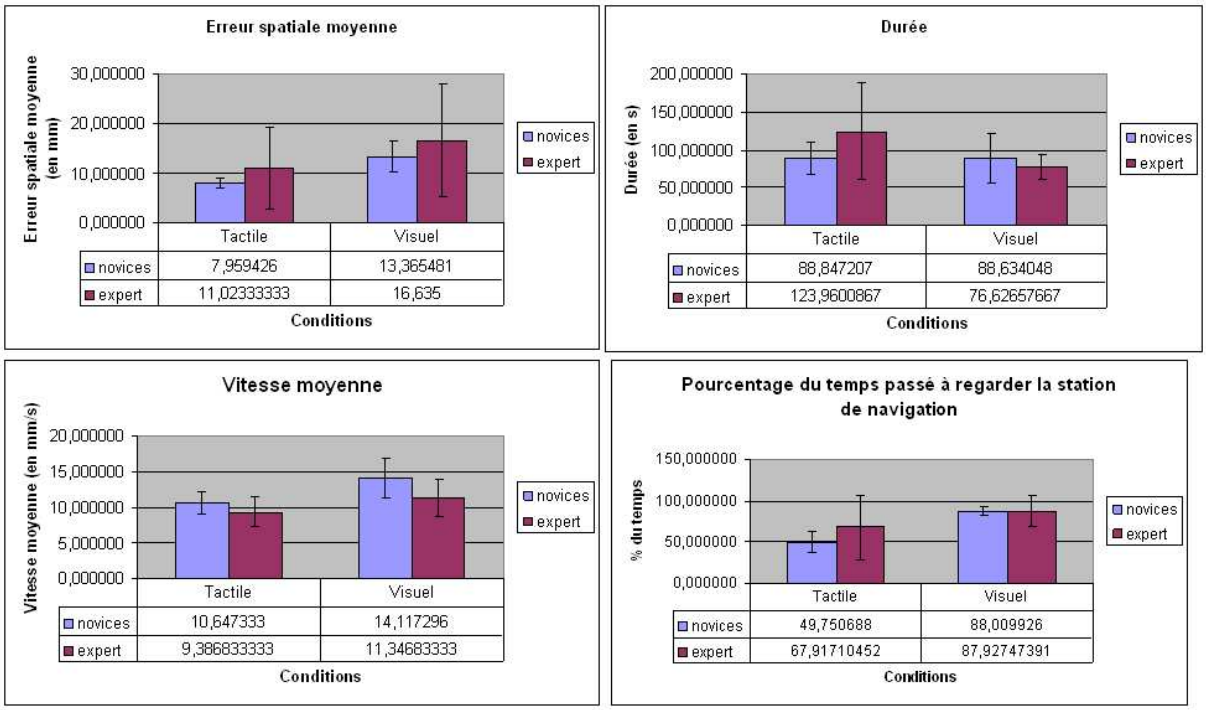


FIGURE 8.26 – Résultats de performance chez le sujet expert, en comparaison avec les résultats de la population de novices.

8.5 Discussion et conclusion

Nos objectifs dans ce chapitre, étaient de mieux caractériser les apports d'informations tactiles sur la performance d'un geste manuel complexe. Nous avons choisi le geste de la chirurgie en base du crâne, impliquant des trajectoires complexes et un geste précis. Dans le cadre classique de la réalisation de ce geste, le chirurgien est aidé par une station de navigation, lui permettant une localisation précise de la position de ses outils. Nous nous sommes placés dans un contexte de guidage haptique de type vibrotactile en fournissant un ajout d'information par le canal sensoriel tactile. Nous montrons que le guidage vibro-tactile peut être utilisé pour la réalisation de tâches de suivi de trajectoires complexes, chez le sujet novice à la tâche. Ces résultats semblent s'étendre à une population d'expert mais ceci demande à être confirmé par des analyses statistiques plus importantes. Dans une première phase de familiarisation, les sujets montrent une performance quasi équivalente en condition visuelle et en condition visuelle avec l'ajout d'informations tactiles, pour un type de guidage particulier. Il semblerait donc que la manière de renvoyer les informations aux utilisateurs est primordiale. Ce même type de remarque a été souligné et étudié dans la littérature [Vega-Bermudez *et al.*, 1991; Vuillerme *et al.*, 2006a; Robineau, 2009] pour d'autres dispositifs tactiles. Lors d'une expérience de suivi de trajectoires complexes, chez des sujets novices, n'ayant pas d'expérience sur la tâche à réaliser (chirurgie en base du crâne), l'ajout du guidage tactile à un retour sensoriel de type visuel permet une augmentation de la performance en précision spatiale par rapport à la trajectoire de référence. Ces résultats, similaires à ceux observés par Robineau [Robineau, 2009] sur un guidage électro-lingual du geste de ponction, démontrent la pertinence de ce type d'aide chirurgicale. D'autre part, cette amélioration de performance spatiale ne se fait pas au détriment de la performance temporelle, puisque la durée de réalisation du geste ne varie significativement pas, même si nous observons une vitesse significativement plus rapide dans la condition visuelle pour les sujets novices. Cette tendance semble minimisée pour le sujet expert testé. Cependant, la performance quasi équivalente entre l'expert et la population de novice reflète sûrement un décalage entre la situation réelle de chirurgie en base du crâne et la solution proposée par ce simulateur, le manque de réalisme nivelant les performances de l'expert vers celles des novices. Le pourcentage du temps passé à regarder l'écran de navigation est un paramètre important à la compréhension des mécanismes de traitement de ce guidage tactile. La diminution significative de l'utilisation des informations visuelles de localisation montre une claire transmission de l'information de localisation et de guidage par la voie haptique. Cela implique que l'information est congruente par rapport à la tâche et au moins aussi pertinente que le retour visuel. Les études sur le temps de réactions des stimuli tactiles concordants avec des stimuli visuels, plus rapides à traiter cognitivement que les stimuli visuels seuls, nous encourageraient à l'utilisation de ce type de guidage [Forster *et al.*, 2002]. Dans le cadre de la théorie de la perception et de l'action, l'utilisation d'informations haptiques permet un véritable rétro contrôle des actions. Ce type de mécanisme peut être proposé pour expliquer la relative efficacité de notre dispositif de guidage de trajectoires. La perception tactile influerait directement sur la réalisation du geste car ces deux types d'informations partagent le même espace somesthésique. Ces premiers résultats obtenus avec une population de novices demandent à être confirmés par la réalisation d'expérimentations auprès de chirurgiens experts afin de déterminer si l'expérience et les habitudes de travail ne jouent pas en défaveur de ce type de guidage. La réalisation de ces expériences chez un chirurgien expert nous informe tout de même quant à la pertinence de la solution. Si ces résultats se confirment, on ne peut que suggérer la création de dispositifs d'assistance des gestes médicaux et chirurgicaux utilisant ce type de retour d'information.

8.6 Références bibliographiques

[Bach-y Rita *et al.*, 1969] P. Bach-y Rita, C.C. Collins, F.A. Saunders, B. White, and L. Scadden. Vision substitution by tactile image projection. *Nature*, 221(5184) :963–4, 1969.

[Basdogan *et al.*, 2004] C. Basdogan, S. De, J. Kim, Manivannan Muniyandi, H. Kim, and M.A. Srinivasan. Haptics in minimally invasive surgical simulation and training. *IEEE Computer Graphics and Applications*, 24(2) :56–64, March-April 2004.

[Brell and Hein, 2007] M. Brell and A. Hein. Positioning tasks in multimodal computer-navigated surgery. *IEEE MultiMedia*, 14(4) :42–51, 2007.

[Brell *et al.*, 2008] M. Brell, D. Roßkamp, and A. Hein. Fusion of vibrotactile signals used in a tactile display in computer aided surgery. In *Haptics : Perception, Devices and Scenarios*, volume 5024 of *Lecture Notes in Computer Science*, pages 383–388. Springer Berlin / Heidelberg, 2008.

[Chenu, 2009] O. Chenu. *Conception et validation d'un dispositif de suppléance perceptive dédié à la prévention des escarres*. PhD thesis, Université Joseph Fourier, décembre 2009.

[Danilov *et al.*, 2008] Y. P. Danilov, M. E. Tyler, and K. A. Kaczmarek. Vestibular sensory substitution using tongue electrotactile display. In *Human Haptic Perception : Basics and Applications*, pages 467–480. Birkhäuser Basel, 2008.

[Delingette and Ayache, 2005] H. Delingette and N. Ayache. Hepatic surgery simulation. *Communication of ACM*, 48 :31–36, February 2005.

[Dubois, 2001] E. Dubois. *Chirurgie augmentée : un cas de réalité augmentée ; Conception et réalisation centrées sur l'utilisateur*. PhD thesis, Université Joseph-Fourier - Grenoble I, 07 2001.

[Eriksson *et al.*, 2005] M. Eriksson, H. Flemmer, and J. Wikander. A haptic and virtual reality skull bone surgery simulator. *"A Haptic and Virtual Reality Skull Bone Surgery Simulator," Proceedings of World Haptics, March, Pisa, Italy.*, 2005.

[Esen *et al.*, 2008] H. Esen, K. Yano, and M. Buss. Bone drilling medical training system. In *The Sense of Touch and its Rendering*, volume 45 of *Springer Tracts in Advanced Robotics*, pages 245–278. Springer Berlin / Heidelberg, 2008.

[Faure *et al.*, 2007] F. Faure, J. Allard, S. Cotin, P. Neumann, P. J. Bensoussan, C. Duriez, H. Delingette, and L. Grisoni. SOFA : A modular yet efficient simulation framework. In Jocelyne Troccaz and Philippe Merloz, editors, *Surgetica 2007 : Computer-Aided Medical Interventions : tools and applications*, pages 101–108, Chambéry, France, September 2007. Sauramps Medical.

[Forster *et al.*, 2002] B. Forster, C. Cavina-Pratesi, S. M. Aglioti, and G. Berlucchi. Redundant target effect and intersensory facilitation from visual-tactile interactions in simple reaction time. *Experimental Brain Research*, 143(4) :480–7, 2002.

[George and De, 2009] A. P. George and R. De. Review of temporal bone dissection teaching : how it was, is and will be. *The Journal of Laryngology & Otology*, 1 :1–7, 2009.

[Harada *et al.*, 1988] T. Harada, S. Ishii, and N. Tayama. Three-dimensional Reconstruction of the Temporal Bone From Histologic Sections. *Archives of Otolaryngology - Head & Neck Surgery*, 114(10) :1139–1142, 1988.

[Hatwell *et al.*, 2000] Y. Hatwell, A. Streri, and E. Gentaz. *Toucher pour connaître. Psychologie cognitive de la perception tactile manuelle*. PUF, Paris, 2000.

[Hein and Brell, 2007] A. Hein and M. Brell. contact - a vibrotactile display for computer aided surgery. In *EuroHaptics Conference and Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems. World Haptics 2007. Second Joint*, pages 531–536, March 2007.

[Kockro and Hwang, 2009] R. A. Kockro and P. Y. K. Hwang. Virtual temporal bone : an interactive 3-dimensional learning aid for cranial base surgery. *Neurosurgery*, 64(5 Suppl 2) :216–29 ; discussion 229–30, 2009.

[Lenay *et al.*, 1997] C. Lenay, S. Canu, and P. Villon. Technology and perception : the contribution of sensory substitution systems. *Proceedings of Second International Conference on Cognitive Technology, 1997. 'Humanizing the Information Age'*, pages 44 –53, Aug 1997.

[Morris *et al.*, 2006] D. Morris, C. Sewell, F. Barbagli, K. Salisbury, N.H. Blevins, and S. Girod. Visuohaptic simulation of bone surgery for training and evaluation. *IEEE Computer Graphics and Applications*, 26(6) :48–57, Nov.-Dec. 2006.

[Mozer, 2007] P. Mozer. *Urologie & Gestes Médico-Chirurgicaux Assistés par Ordinateur (GMCAO)*. PhD thesis, Université Joseph-Fourier - Grenoble I, 06 2007. Modèles et Instruments en Médecine et en Biologie.

[Nagel *et al.*, 2005] S. K. Nagel, C. Carl, T. Kringe, R. Martin, and P. Konig. Beyond sensory substitution–learning the sixth sense. *Journal of Neural Engineering*, 2(4) :R13–26, 2005.

[Ng *et al.*, 2008] G. Ng, P. Barralon, S. K. W. Schwarz, G. Dumont, and J. M. Ansermino. Evaluation of a tactile display around the waist for physiological monitoring under different clinical workload conditions. *Proceedings of Conference on Engineering in Medicine and Biology Society*, 2008(NIL) :1288–91, 2008.

[Paillard and Beaubaton, 1977] J. Paillard and D. Beaubaton. *Du contrôle de la motricité à l'organisation du geste*, chapter De la coordination visuo-motrice à l'organisation de la saisie manuelle., pages 225–260. Masson, Paris, 1977.

[Robineau *et al.*, 2007] F. Robineau, F. Boy, J.-P. Orliaguet, J. Demongeot, and Y. Payan. Guiding the surgical gesture using an electro-tactile stimulus array on the tongue : A feasibility study. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 54(issue 2), 2007.

[Robineau, 2009] F. Robineau. *Etude d'un dispositif de guidage de geste chirurgical de ponction par stimulation électrotactile linguale*. PhD thesis, Université Joseph Fourier, France, 2009.

[Schmidt and Wrisberg, 2000] R. A. Schmidt and C. A. Wrisberg. *Motor Learning and Performance*. Human Kinetics Publishers, January 2000.

[SimQuest, 2009] SimQuest. Web : http ://www.simquest.com/, 01 2009.

[Soler *et al.*, 2008] L. Soler, S. Nicolau, J.-B. Fasquel, V. Agnus, A. Charnoz, A. Hostettler, J. Moreau, C. Forest, D. Mutter, and J. Marescaux. Virtual reality and augmented reality applied to laparoscopic and notes procedures. *5th IEEE International Symposium on Biomedical Imaging : From Nano to Macr- ISBI.*, pages 1399 –1402, May 2008.

[Straub *et al.*, 2009] M. Straub, A. Riener, and A. Ferscha. Route guidance with a vibro-tactile waist belt. In Editors : P. Barnaghi et al., editor, *Poster/Demo at the 4th European Conference on Smart Sensing and Context (EuroSSC 2009), University of Surrey, Guildford, United Kingdom*, page 3. Adjunct Proceedings, September 2009.

[SurgicalScience, 2009] SurgicalScience. Lapsim. Web : http ://www.surgical-science.com, 01 2009.

[Taylor *et al.*, 1995] R. H. Taylor, S. Lavalle, G. C. Burdea, and R. Mosges. *Computer-Integrated Surgery : Technology and Clinical Applications*. MIT Press, Cambridge, MA, USA, 1995.

[Tsukada and Yasumura, 2004] K. Tsukada and M. Yasumura. ActiveBelt : Belt-type wearable tactile display for directional navigation. In *Ubiquitous Computing*, volume 3205 of *Lecture Notes in Computer Science*, pages 384–399. Springer Berlin / Heidelberg, 2004.

[Van Erp *et al.*, 2005] J. B. F. Van Erp, H. A. H. C. Van Veen, C. Jansen, and T. Dobbins. Waypoint navigation with a vibrotactile waist belt. *ACM Transactions on Applied Perception*, 2(2) :106–117, 2005.

[Van Erp, 2005] J. B.F. Van Erp. Presenting directions with a vibrotactile torso display. *Ergonomics*, 48(3) :302–13, 2005.

[Vazquez-BuenosAires *et al.*, 2003] J.O. Vazquez-BuenosAires, Y. Payan, and J. Demongeot. Electrostimulation of the tongue as a passive surgical guiding system. *International Conference on Advanced Robotics*, ICAR'2003 :pp. 638–643., 2003.

[Vega-Bermudez *et al.*, 1991] F. Vega-Bermudez, K. O. Johnson, and S. S. Hsiao. Human tactile pattern recognition : active versus passive touch, velocity effects, and patterns of confusion. *Journal of Neurophysiology*, 65(3) :531–546, 1991.

[Vuillerme *et al.*, 2006a] N. Vuillerme, O. Chenu, J. Demongeot, and Y. Payan. Controlling posture using a plantar pressure-based, tongue-placed tactile biofeedback system. *Experimental Brain Research*, (0014-4819 (Print)), 2006.

[Vuillerme *et al.*, 2006b] N. Vuillerme, O. Chenu, A. Fleury, J. Demongeot, and Y. Payan. Optimizing the use of an artificial tongue-placed tactile biofeedback for improving ankle joint position sense in humans. *Proceedings of 28th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 30 :6029 –6032, Sept 2006.

[Wiet *et al.*, 2002] G. J. Wiet, D. Stredney, D. Sessanna, J. A. Bryan, D. B. Welling, and P. Schmalbrock. Virtual temporal bone dissection : An interactive surgical simulator. *Otolaryngology - Head and Neck Surgery*, 127(1) :79 – 83, 2002.

[Yokokohji *et al.*, 1996] Y. Yokokohji, R.L. Hollis, and T. Kanade. What you can see is what you can feel-development of a visual/haptic interface to virtual environment. *Proceedings of the IEEE Virtual Reality Annual International Symposium.*, pages 46 –53, 265, Mar-3 Apr 1996.

[Zirkle *et al.*, 2007] M. Zirkle, D. W. Roberson, R. Leuwer, and A. Dubrowski. Using a virtual reality temporal bone simulator to assess otolaryngology trainees. *Laryngoscope*, 117(2) :258–263, February 2007.

Quatrième partie

Discussion générale et transversale

Chapitre 9

Approche transversale, conclusion générale et perspectives

Ce chapitre apporte une discussion transversale sur les différentes interactions entre les dispositifs haptiques et le geste manuel de suivi de trajectoires, agrémentée de nos résultats d'expériences. Une conclusion de nos apports au sein de cette problématique précédera une discussion transversale, puis des perspectives futures de recherche.

Sommaire

9.1 Synthèse des objectifs et hypothèses **177**
9.2 Synthèse des principaux résultats d'expériences **178**
9.3 Discussion transversale **181**
9.4 Perspectives **182**
9.5 Références bibliographiques **184**

Dans ce chapitre, nous commencerons par résumer nos différents objectifs et hypothèses de travail. Les principaux résultats de recherches sur l'utilisation de dispositifs haptiques kinesthésiques et tactiles au sein de tâches de suivi de trajectoire seront ensuite exposés. Ils s'ouvriront sur une discussion transversale entre les différents champs disciplinaires. Enfin, nous conclurons ce chapitre par un certain nombre de perspectives futures.

9.1 Synthèse des objectifs et hypothèses

La compréhension des mécanismes d'interactions et d'influences entre un dispositif haptique et le geste manuel fait appel à de nombreux domaines de recherche : la psychologie cognitive, les sciences informatiques, la réalité virtuelle, la robotique et encore le contrôle. Les approches psycho cognitives partent généralement d'une tâche relativement simple, en y ajoutant les informations haptiques, afin d'en comprendre les mécanismes cognitifs sous-jacents. Les approches de la réalité virtuelle et des sciences

informatiques sont plus généralement axées sur la réalisation d'une tâche utilisant les dispositifs haptiques puis en analysant *a posteriori* les conséquences (qualité de l'immersion, qualité du rendu virtuel, temps réel...). Enfin, les approches robotiques et du contrôle ont une vision fortement liée aux dispositifs et à la proximité de la simulation aux véritables phénomènes physiques impliqués. Notre approche s'est donc située à la frontière entre nombreux de ces champs disciplinaires afin d'enrichir cette compréhension des différents apports de chacun de ces domaines. Nous avons premièrement présenté une analyse de la littérature sur ces différents domaines, enrichie des bases physiologiques du sens haptique. Cette revue de la littérature nous a permis de mettre en évidence la complexité du phénomène mis en jeu, notamment à travers l'intrication de la perception et de l'action au sein des boucles sensorimotrices. Dans le but de clarifier les analyses réalisées au cours de cette thèse, nous avons proposé des contributions quant à la mesure et l'acquisition des traces du geste manuel (notre point d'entrée dans la boucle sensorimotrice choisi). Une première contribution concernant l'effet du choix d'une méthode d'interpolation sur les erreurs de mesures a vu le jour (*cf.* § 4.2), à l'image des analyses présentes dans le domaine de la vision par ordinateur. En effet, bien que notre analyse puisse paraître succincte et non systématique, aucune référence dans la littérature ne s'est attachée à cette problématique, pourtant systématiquement présente. Notre travail est donc une question ouverte sur ce type d'influence, et aide à déterminer la part d'erreur due au choix d'une méthode d'interpolation des traces. La seconde contribution concerne la justification du choix des critères de mesure de la performance humaine (*cf.* § 5.3). Nous avons réalisé une analyse de comparaison entre des critères subjectifs et des critères objectifs de mesure afin d'en déterminer les véritables tenants et aboutissants. Nous avons ainsi pointé le problème de l'utilisation de certains critères de mesures, tels que la vitesse moyenne de production d'un geste vis-à-vis de la performance de l'utilisateur évaluée subjectivement. Cette analyse a néanmoins justifié l'utilisation d'un bon nombre de critères, ensuite utilisés dans les analyses de l'influence des dispositifs haptiques sur le geste manuel. Suite à ce travail amont de clarification, nous avons réalisé une série d'expériences, impliquant des dispositifs haptiques de type kinesthésiques et tactiles sur des gestes manuels plus ou moins difficiles (suivi de trajectoires bidimensionnelles connues et nouvelles, suivi de trajectoires 3D complexes). Ces expériences basées sur des protocoles de la psychologie expérimentale forment la troisième contribution importante de cette thèse et nous ont permis de mettre en exergue l'importance du sens haptique lors de son ajout à la modalité visuelle, pour des tâches de guidage ou d'apprentissage de trajectoires (*cf.* chap. 6, chap. 7 et chap. 8).

9.2 Synthèse des principaux résultats d'expériences

Nous avons réalisé un certain nombre d'expériences, impliquant différents critères du point de vue de l'environnement visuel proposé, de la nature de la tâche et du type de retour haptique (*cf.* figure 9.1). Nous pouvons représenter ces différentes tâches dans l'espace tridimensionnel composé par ces critères. Ainsi, l'expérience d'ajout d'interface haptique pour le suivi de trajectoires bidimensionnelles (ellipses et lettres nouvelles) [Bluteau *et al.*, 2008; Bluteau *et al.*, 2009b] (boule bleue - quadrillage vertical dans la figure 9.1) se trouve être à la frontière d'un environnement visuel plutôt riche et immersif, avec une tâche moyennement complexe (ce n'est pas un pointage rectiligne, ni une tâche d'expertise car le geste d'écriture est rencontré quasi quotidiennement), et un retour haptique de type kinesthésique. Nous pourrions pousser cette classification plus loin en précisant que différents paradigmes de retour d'information haptique ont été proposés (retours haptiques en démonstration, correction ou contrôle partagé ; retours haptiques basés sur les informations spatiales de position ou les informations cinématiques de forces). La seconde expérience (boule rouge dans la fig. 9.1) [Bluteau *et al.*, 2009a] utilisant la configuration de réalité virtuelle workbench + spidar se situe à la croisée d'un environnement visuel riche et immersif, d'une tâche relativement complexe de suivi de trajectoire tridimensionnelle, utilisant un retour haptique

de type kinesthésique. Enfin, la dernière série d'expériences de guidage tactile propose un environnement visuel relativement pauvre de par la difficulté de localisation de l'effecteur (écran de localisation déporté ou visualisation à travers un microscope), une tâche complexe de suivi de trajectoire tridimensionnelle, utilisant un retour sensoriel haptique de type tactile (boule verte, striée obliquement dans la fig. 9.1). De ces trois catégories d'expériences, nous avons tiré un certain nombre de résultats que nous allons résumer présentement.

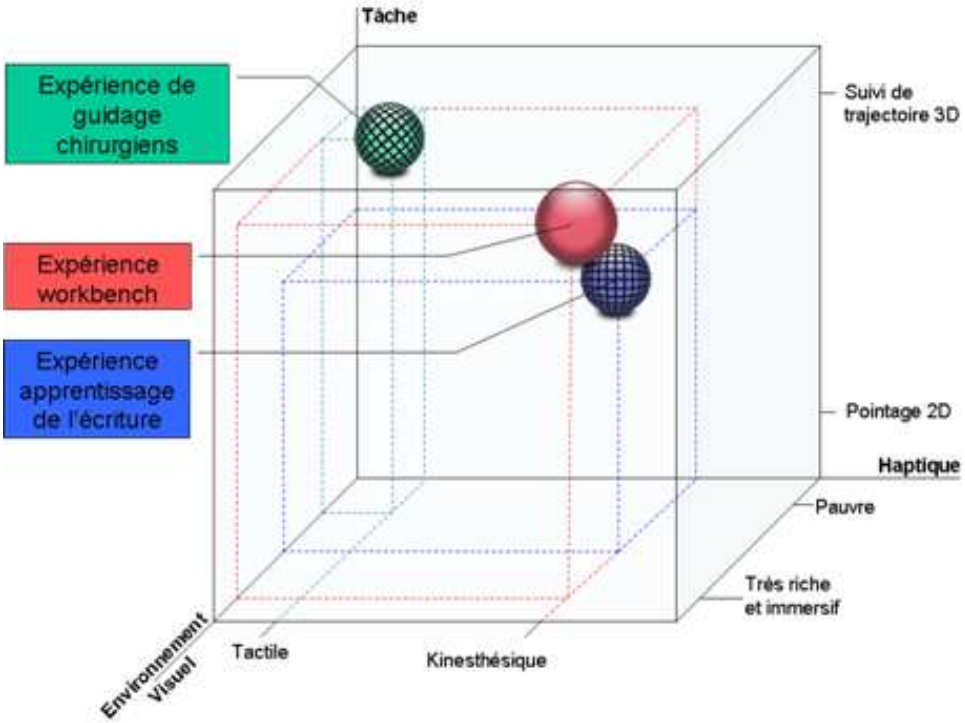


FIGURE 9.1 – Localisation de nos expériences dans l'espace tridimensionnel composé de l'environnement visuel, le type de retour haptique renvoyé à l'utilisateur et la nature de la tâche à réaliser.

Commençons par la première catégorie d'expériences qui consistaient à évaluer l'ajout d'un dispositif haptique de type kinesthésique pour l'apprentissage de l'écriture. La littérature déjà bien fournie de résultats nous a poussé à analyser l'influence de différents paradigmes du guidage haptique. En effet, de nombreux résultats [Liu *et al.*, 2006; Palluel-Germain *et al.*, 2007; Feygin *et al.*, 2002; Bayart *et al.*, 2005; Srimathveeravalli and Thenkurussi, 2005] ont montré la supériorité d'un guidage haptique couplé à des retours visuels pour des critères spatiaux ou cinématiques. Nous nous sommes donc attaché à déterminer l'influence du type d'informations utilisées pour réaliser le guidage dans un protocole d'apprentissage (pré/post test) chez des adultes (*cf.* figure 9.2).

Deux expériences ont montré que le recours à des dispositifs haptiques dans le cadre d'apprentissage de l'écriture peut entraîner des résultats positifs sur la performance de critères cinématiques de production de trajectoires. Ces résultats ont étés vérifiés sur des trajectoires simples, relativement bien connues tel que les ellipses, mais aussi sur des trajectoires nouvelles, inconnues des participants. L'influence de ces retours haptiques varie néanmoins en fonction du type d'informations utilisées pour le guidage haptique. Le guidage à base d'informations de force apporte un guidage est plus efficace sur les critères mesurés, tandis que les apports du guidage haptique à base d'informations de positions restent mitigés, sûrement dépendants de la difficulté de la tâche et de l'expertise du sujet. Les résultats obtenus par Palluel-Germain *et al.* [Palluel-Germain *et al.*, 2007] chez les enfants orienteraient la discussion dans

		Type d'informations utilisées pour le guidage	
		Positions	Profils de force
Paradigme de guidage	Démonstration	[Hemni1998]	[Morris2007]
	Correction	[Palluel-Germain2007] [Srimathveeravalli2007] [Bluteau2008]	[Srimathveeravalli2007] [Bluteau2008]
	Contrôle partagé	[O'Malley2006]	[Srimathveeravalli2007]

FIGURE 9.2 – Différentes études de la littérature sur des tâches similaires en fonction du paradigme de guidage et du type d'informations utilisées. En rouge apparaît la configuration d'analyse étudiée lors de notre première série d'expériences.

ce sens. D'autres paramètres ont été testés, comme notamment l'influence de la « quantité » de guidage fournie à la personne. Cependant, bien que des résultats similaires existent dans la littérature [Bayart *et al.*, 2005], nous n'avons pas été à même de conduire l'expérience du fait de biais de sélection des participants. Des études complémentaires sur le choix des paramètres permettraient de définir de manière plus systématique les paramètres du guidage haptique, encore bien souvent « estimés théoriquement et ajustés expérimentalement » (voir la discussion § 6.7).

Concernant la seconde classe d'expériences réalisées, nous nous sommes attaché à déterminer l'influence des indices kinesthésiques modifiés sur la réalisation du geste (*cf.* chap. 7). En sur-exprimant ces indices (inertie simulée) ou au contraire en les sous-exprimant (compensation de la masse) de manière « artificielle » à l'aide d'un dispositif haptique, nous avons analysé la performance de suivi de trajectoire tridimensionnelle simple dans un environnement de réalité virtuelle. Ce type d'expérience se rapproche des analyses en micro (ou hyper) gravité. Elles permettent de déterminer si la performance d'un geste repose sur l'utilisation de ces indices kinesthésiques. Dans notre cas, nous avons montré que la modification des indices kinesthésiques influence la demande attentionnelle visuelle lors de tâches de suivi de trajectoires. Nos résultats montrent également des tendances d'amélioration de la précision lors de la réalisation de la tâche lors de la sur-expression des indices kinesthésiques (condition de d'inertie simulée forte) approchant de la significativité. L'hypothèse d'un effet plafond (niveau d'expertise des participant très élevé) dû à la simplicité de la trajectoire (pourtant nécessaire du point de vue du dispositif haptique utilisé) pourrait être la source d'explication du manque de significativité de nos résultats. On ne peut néanmoins ignorer que la modification de ces indices kinesthésiques influe grandement la performance dans la tâche de suivi de trajectoires tridimensionnelles [Gentaz and Hatwell, 1996]. Ces indices perceptifs spécifiques sont bien utilisés lors de la réalisation d'une tâche sensorimotrice. Nos résultats sont similaires à ceux de Berkelman [Berkelman and M., 2006]. Une revue de la littérature supporte ces observations dans deux sens : un allègement de la charge musculaire (ou fatigue) qui améliorerait les performances [Ott *et al.*, 2005] et une pondération modifiée positivement de l'utilisation des indices perceptifs [Shadmehr and Mussa-Ivaldi, 1994; Lackner and DiZio, 2005]. Cependant, des hypothèses alternatives sont présentes, postulant une dégra-

dation des performances en cas de modification de ces indices [Atkeson and Hollerbach, 1985]. Ces deux hypothèses peuvent co-exister aux vues des schémas théoriques d'intégration sensorielle proposés notamment par Kawato [Kawato, 1999].

La dernière catégorie d'expériences réalisées analysait l'influence d'un guidage haptique tactile sur la réalisation d'un geste de suivi de trajectoire complexe. Des recherches précédentes ont montré la possibilité d'utiliser des dispositifs électro-tactiles linguaux pour le guidage du geste chirurgical [Vazquez-BuenosAires *et al.*, 2003; Robineau *et al.*, 2007; Robineau, 2009]. Nous montrons que l'ajout d'informations vibro-tactiles peut être utilisé dans un environnement où la vision est amoindrie (localisation difficile de par la nature des images médicales disponibles et decorrélation espaces d'action et espaces de visualisation). Nous avons demandé à des participants novices et à un expert de suivre une trajectoire théorique prédéfinie lors de la simulation d'une chirurgie en base du crâne. Les performances en terme de précision sont significativement améliorées, en présence d'une information visuelle complexe à décrypter et d'un retour tactile. De plus, on note une réduction significative de l'utilisation des retours sensoriels visuels. Les informations visuelles, normalement plébiscités pour la réalisation de tâches impliquant une précision spatiale, semblent trop complexes pour une utilisation classique. Les informations tactiles semblent dans ce cas plus compréhensives et sont utilisées malgré leur manque de précision spatiale. L'utilisation de cette information tactile implique une certaine congruence par rapport à la tâche et une pertinence quasi équivalente à un retour visuel. Les études sur le temps de réaction des stimuli tactiles concordants avec des stimuli visuels, plus rapides à traiter cognitivement que les stimuli visuels seuls, nous encourageraient à l'utilisation de ce type de guidage [Forster *et al.*, 2002]. Nos résultats sont aussi discutés dans le contexte de la boucle de perception action.

9.3 Discussion transversale

Suite à cette synthèse de nos objectifs et résultats, nous proposons une discussion transversale des différents facteurs intervenant dans la problématique de cette thèse. Le premier facteur abordé dans cette thèse est le geste manuel, résultat particulier de la boucle sensorimotrice humaine. Il est issu d'une multitude de tâches, plus ou moins complexes allant du pointage (impliquant peu de planification) au suivi de trajectoires complexes tridimensionnelles (impliquant planification et correction du mouvement en boucle fermée). Au cours de cette thèse, nous avons tenté de couvrir l'étendue de ces tâches, tout en nous appuyant sur la littérature existante, particulièrement riche sur les tâches de pointage. De manière générale, la nature du geste manuel impliquant des mécanismes cognitifs complexes et différents, nous sommes limités à la tâche de suivi de trajectoire. A travers l'étude de l'ajout d'informations tactiles (*cf.* chap. 8) et kinesthésiques (*cf.* chap. 6 et chap. 7) via des dispositifs haptiques, nos recherches permettent d'enrichir la compréhension du fonctionnement de la boucle sensorimotrice, et en particulier face aux modèles d'intégrations multimodales proposés par certains auteurs [Kawato, 1999; Todorov and Jordan, 2002; Wolpert, 1997], ou aux modélisations de la boucle perceptivo-motrice [Gilet, 2009; Fasiello, 2010] proposés dans la littérature. Afin de supporter ces recherches sur le fonctionnement de la boucle sensorimotrice humaine, nous avons utilisé des dispositifs haptiques avec leur boucle sensorimotrice et problématiques propres. La question de la maturité de ces dispositifs, jusqu'à présent réservés pour des opérations de recherches et quelques niches technologiques (conception 3D, simulateur d'apprentissage, jeux immersifs), doit être posée quant à leur efficacité sur la réalisation du geste que nous voulons tester. Cette approche, appliquée tout au long de cette thèse et légèrement différente d'une approche technologique, place les retours sensoriels visés au cœur de la question. Des questions technologiques sont pourtant présentes avec la prise en compte de la nature du geste à simuler (dynamique du mouvement, qualité du rendu sensoriel, temps de réaction du système, latence...) (*cf.* § 2.5). Ainsi, lors de nos expérimentations, nous avons conçu des configurations qui nous ont permis d'analyser les

paramètres encore flous de la littérature (type d'informations à utiliser pour contrôler ces dispositifs (*cf.* § 6.5), stratégie de dispense de l'information (*cf.* § 8.4), type de dispositifs, valeurs des gains (*cf.* § 6.6)). Les interactions réciproques entre la boucle perceptivo-motrice humaine et la boucle sensorimotrice machine est un vaste champ de recherche. Les questions sur la perception humaine (seuil de détection d'un stimulus, Just Noticeable Difference...) et sur la perception de la machine (sensibilité des capteurs, spécifications techniques...) n'ont pas été directement abordées dans notre travail. Néanmoins, cette connaissance est présentée dans l'état de l'art préliminaire (*cf.* § 1.1). Nous espérons que nos résultats sur les stratégies de dispense de l'information haptique et sur les différents effets observés en fonction de la nature de la tâche à réaliser, permettront d'étayer les recherches [Kammerl and Steinbach, 2008; Hall *et al.*, 2008] (encore trop peu nombreuses) sur une notion de « quantité d'information haptique échangée » ou sur le développement de la notion d'« **entropie haptique** ». La trajectoire est un moyen d'analyser le résultat des interactions entre les deux boucles sensorimotrices machine et humaine. C'est par cette petite fenêtre, derrière les persiennes de l'échantillonnage, que nous accédons aux fonctionnements sous-jacents. Suite à l'échantillonnage imposé par l'utilisation de dispositifs numériques, une reconstruction de la trajectoire doit être réalisée. Nous avons analysé l'influence de différentes méthodes de reconstruction (par interpolations) sur une mesure d'erreur afin d'en déterminer le biais (*cf.* § 5.5). À l'image des recherches en vision par ordinateur, nous avons montré que la qualité du signal haptique donné par la trajectoire pouvait varier et influencer les mesures consécutives au traitement. Notons que ce travail porte à la fois sur la trajectoire théorique modèle, mais aussi sur la trajectoire expérimentale réalisée par le sujet. De ces deux trajectoires, naissent les problématiques de leur comparaison mutuelle, du choix des mesures à appliquer et de leur pertinence vis-à-vis de la performance humaine que nous volons mesurer. Nos recherches [Bluteau *et al.*, 2010] ont tenté de répondre à cette question par une analyse de corrélation entre différents critères et par rapport à une évaluation subjective (*cf.* § 4.2). Une attention toute particulière sur les méthodes de recueil des données (méthodologie), était présente dans nos expérimentations. Le choix de protocoles ou plans d'expériences spécifiques est notamment supportée par le domaine de la psychologie expérimentale cognitive et leur présence dans la littérature.

Nous percevons donc une combinaison d'interactions complexes entre les différents facteurs abordés dans cette thèse, que nous avons résumées dans la figure suivante (*cf.* fig 9.3).

9.4 Perspectives

Les résultats exposés dans cette thèse suscitent de nombreuses questions et ouvrent de nouvelles perspectives sur la perception et le guidage haptique. Premièrement, les résultats des nos expériences portant sur l'ajout d'informations haptiques peuvent être étendues à contexte multi sensoriel plus large. On peut en effet se poser la question de l'influence de plusieurs dispositifs haptiques (kinesthésiques et tactiles) utilisés en parallèle. D'autres couples de retours multi sensoriels (kinesthésique + vision / tactile + vision / haptique + auditif / haptique + vestibulaire / haptique + odorat / haptique + ...) peuvent aussi être abordés. Des questions concernant leurs interactions spatiales et temporelles sont d'actualité et font encore l'objet de recherches. Une étude systématique de ces retours sensoriels permettrait de clarifier les différentes théories cognitives en présence (théorie de la perception multi sensorielle, théorie de la perception action ...) et présentées dans l'état de l'art de ce manuscrit. Ces études permettraient également une rétro conception des dispositifs haptiques. En effet, à l'heure actuelle, les dispositifs haptiques sont relativement limités en terme de bande passante de retours sensoriels et sont donc très spécifiques. La complexité du toucher autorise un fonctionnement relativement correct, mais une place importante est vacante pour l'amélioration de ces dispositifs. D'autres analyses plus poussées sur l'influence des gains utilisés lors d'un guidage haptique (analyses commencées dans cette thèse mais n'ayant pas donné de résultats véritablement exploitables) ont posé le doigt sur la difficulté de mesurer la « quantité » d'infor-

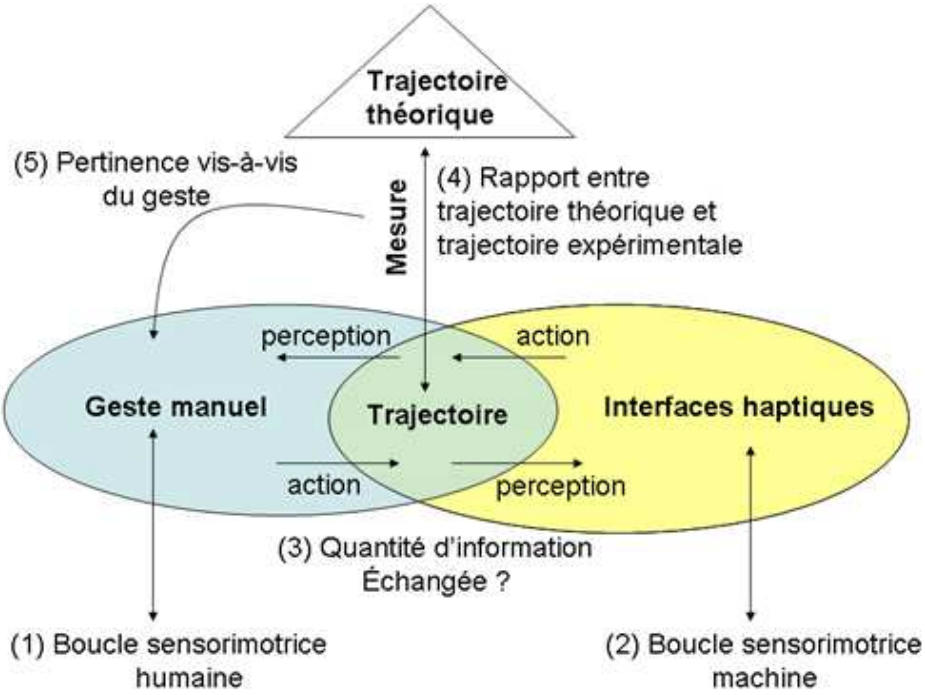


FIGURE 9.3 – Multi interactions entre les facteurs impliqués dans la mesure de l'influence de l'ajout d'un dispositif haptique sur le geste manuel et problématiques abordées dans cette thèse. (1) Questions sur le fonctionnement de la boucle perceptivo-motrice humaine. (2) Questions sur le fonctionnement technique de la boucle sensorimotrice machine et ses problématiques propres. (3) Questions de la quantité d'information transmise dans le processus d'utilisation d'un dispositif haptique (seuils humain de perception, spécifications techniques de sensibilité du dispositif). (4) Questions sur la mesure de la performance du geste accomplit (5) et de sa pertinence vis-à-vis du geste effectué.

mation haptique fournie à la personne. Cette notion encore vague pourrait donner lieu à de nombreuses recherches visant à définir le concept d'entropie haptique. Cette notion permettra par la suite la comparaison entre les différentes recherches impliquant l'haptique, mais aussi la conception de réseaux de transmission d'informations haptiques et d'algorithmes de compression de cette information ainsi que différentes applications d'analyse de la perception. Enfin, nos expérimentations nécessitent une analyse de plus grande ampleur, sur des populations diverses (adultes, enfants, patients en remédiation) afin de déterminer d'en déterminer les limites d'un point de vue développemental et plus général. Le champ disciplinaire du guidage haptique est relativement vaste et demande également des études sur l'ergonomie des dispositifs et sur les différents mécanismes de retour de l'information. Se posent encore des questions sur la rétention de l'information à long terme, la saturation possible des canaux sensoriels ou encore les modifications cognitives de l'utilisation prolongée de ce type de guidage (dépendance et modification du geste).

9.5 Références bibliographiques

[Atkeson and Hollerbach, 1985] C. G. Atkeson and J. M. Hollerbach. Kinematic features of unrestrained vertical arm movements. *Journal of Neuroscience*, 5(9) :2318–2330, 1985.

[Bayart *et al.*, 2005] B. Bayart, A. Pocheville, and A. Kheddar. An adaptive haptic guidance software module for i-touch : example through a handwriting teaching simulation and a 3d maze. *IEEE International Workshop on Haptic Audio Visual Environments and their Applications*, page 6, oct. 2005.

[Berkelman and M., 2006] P. Berkelman and Ji M. Effects of friction parameters on completion times for sustained planar positioning tasks with a haptic interface. In *Conference on Intelligent Robots and Systems, 2006 IEEE/RSJ International*, pages 1115–1120, Oct. 2006.

[Bluteau *et al.*, 2008] J. Bluteau, S. Coquillart, Y. Payan, and E. Gentaz. Haptic guidance improves the visuo-manual tracking of trajectories. *PLoS ONE*, 3(3) :e1775, 2008.

[Bluteau *et al.*, 2009a] J. Bluteau, E. Gentaz, Y. Payan, and S. Coquillart. Short paper : Role of force-cues in path following of 3d trajectories in virtual reality. *Virtual Environments 2009, Joint Virtual Reality Conference of EGVE - ICAT - EuroVR EG Symposium Proceedings*, pages pages 9–12., 2009. Michitaka Hirose, Dieter Schmalstieg, Chadwick A. Wingrave and Kunihiro Nishimura (eds).

[Bluteau *et al.*, 2009b] J. Bluteau, A. Hillairet de Boisferon, and E. Gentaz. Apprendre à écrire : apports des interfaces haptiques . *Techniques de l'ingénieur*, Ref RE131, Fev 2009.

[Bluteau *et al.*, 2010] J. Bluteau, A. Hilairet de Boisferon, and E. Gentaz. *Character Recognition*, chapter Assess spatial and kinematics features of characters : a comparison between subjective and objective measures. Sciyo, 09 2010. (A paraitre) - ISBN 978-953-7619-X-X.

[Fasiello, 2010] I. Fasiello. *Le rôle du mouvement dans la perception haptique*. PhD thesis, L'Ecole Normale Superieure de Cachan, 2010.

[Feygin *et al.*, 2002] D. Feygin, M. Keehner, and R. Tendick. Haptic guidance : experimental evaluation of a haptic training method for a perceptual motor skill. *Proceedings of 10th Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems, 2002. HAPTICS 2002.*, pages 40–47, 2002.

[Forster *et al.*, 2002] B. Forster, C. Cavina-Pratesi, S. M. Aglioti, and G. Berlucchi. Redundant target effect and intersensory facilitation from visual-tactile interactions in simple reaction time. *Experimental Brain Research*, 143(4) :480–7, 2002.

[Gentaz and Hatwell, 1996] E. Gentaz and Y. Hatwell. Role of gravitational cues in the haptic perception of orientation. *Perception, & Psychophysics*, 58(8) :1278–92, 1996.

[Gilet, 2009] E. Gilet. *Modélisation Bayésienne d'une boucle perception-action : application à la lecture et à l'écriture*. PhD thesis, Université Joseph-Fourier - Grenoble I, 10 2009.

[Hall *et al.*, 2008] R. Hall, H. Rathod, M. Maiorca, I. Ioannou, E. Kazmierczak, S. OLeary, and P. Harris. Towards haptic performance analysis using k-metrics. In *Haptic and Audio Interaction Design*, volume 5270 of *Lecture Notes in Computer Science*, pages 50–59. Springer Berlin / Heidelberg, 2008.

[Kammerl and Steinbach, 2008] J. Kammerl and E. Steinbach. Deadband-based offline-coding of haptic media. In *Proceeding of the 16th ACM international conference on Multimedia*, pages 549–558, New York, NY, USA, 2008. ACM.

[Kawato, 1999] M. Kawato. Internal models for motor control and trajectory planning. *Current Opinion in Neurobiology*, 9 :718–727, 1999.

[Lackner and DiZio, 2005] J. R. Lackner and P. DiZio. Vestibular, proprioceptive, and haptic contributions to spatial orientation. *Annual Review of Psychology*, 56(NIL) :115–47, 2005.

[Liu *et al.*, 2006] J. Liu, Sc. Cramer, and Dj. Reinkensmeyer. Learning to perform a new movement with robotic assistance : comparison of haptic guidance and visual demonstration. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, 3(1743-0003 (Electronic)) :20, 2006.

[Ott *et al.*, 2005] R. Ott, M. Gutiérrez, D. Thalmann, and F. Vexo. Improving user comfort in haptic virtual environments through gravity compensation. *World Haptics Conference*, 0 :401–409, 2005.

[Palluel-Germain *et al.*, 2007] R. Palluel-Germain, F. Bara, A. Hillairet de Boisferon, B. Hennion, P. Gouagout, and E. Gentaz. A visuo-haptic device - telemaque - increases kindergarten children's handwriting acquisition. *EuroHaptics Conference, 2007 and Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems. World Haptics 2007. Second Joint*, pages 72–77, 2007.

[Robineau *et al.*, 2007] F. Robineau, F. Boy, J.-P. Orliaguet, J. Demongeot, and Y. Payan. Guiding the surgical gesture using an electro-tactile stimulus array on the tongue : A feasibility study. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 54(issue 2), 2007.

[Robineau, 2009] F. Robineau. *Etude d'un dispositif de guidage de geste chirurgical de ponction par stimulation électrotactile linguale*. PhD thesis, Université Joseph Fourier, France, 2009.

[Shadmehr and Mussa-Ivaldi, 1994] R. Shadmehr and F. A. Mussa-Ivaldi. Adaptive representation of dynamics during learning of a motor task. *Journal of Neuroscience*, 14(5) :3208–3224, 1994.

[Srimathveeravalli and Thenkurussi, 2005] G. Srimathveeravalli and K. Thenkurussi. Motor skill training assistance using haptic attributes. *First Joint Eurohaptics Conference and Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems*, pages 452–457, 2005.

[Todorov and Jordan, 2002] E. Todorov and M. I. Jordan. Optimal feedback control as a theory of motor coordination. *Nature Neuroscience*, 5(11) :1226–35, 2002.

[Vazquez-BuenosAires *et al.*, 2003] J.O. Vazquez-BuenosAires, Y. Payan, and J. Demongeot. Electro-stimulation of the tongue as a passive surgical guiding system. *International Conference on Advanced Robotics*, ICAR'2003 :pp. 638–643., 2003.

[Wolpert, 1997] D. M. Wolpert. Computational approaches to motor control. *Trends in Cognitive Sciences*, 1(6) :209 – 216, 1997.

Annexes

Annexe A

Analyse statistique de l'influence du type d'interpolation sur le calcul de l'erreur moyenne en fonction du type de trajectoire expérimentale

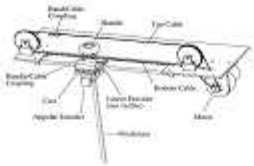
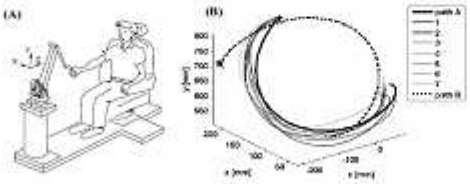
		interpolation linéaire (li) entre les points de contrôle	interpolation cosine (ci) entre les points de contrôle	interpolation cubique spline d'Hermite (si) entre les points de contrôle	li vs ci	li vs si	ci vs si
Trajectoire Expérimentale ErrMax = 0 cm	cas 1	0.000484 (+/- 0.000139)	0.178050 (+/- 0.124132)	0.178882 (+/- 0.114004)	p < 0,001 ∘	p < 0,001 ∘	p=0.404994
	cas 2	0.177974 (+/- 0.124239)	0.000048 (+/- 0.000014)	0.108760 (+/- 0.063634)	p=0.000000	p=0.000000	p=0.000000
	cas 3	0.178807 (+/- 0.114118)	0.108761 (+/- 0.063635)	0.000048 (+/- 0.000014)	p=0.000000	p=0.000000 ∘	p=0.000000 ∘
Trajectoire Expérimentale ErrMax = 0,2 cm	cas 1	0.095972 (+/- 0.028090)	0.210318 (+/- 0.109424)	0.210271 (+/- 0.102892)	p < 0,001 ∘	p < 0,001 ∘	p=0.997231
	cas 2	0.211656 (+/- 0.111060)	0.096328 (+/- 0.027755)	0.149444 (+/- 0.062062)	p=0.000000 ∘	p=0.000011	p=0.000011 ∘
	cas 3	0.210319 (+/- 0.103034)	0.148700 (+/- 0.061114)	0.095189 (+/- 0.027679)	p=0.000003	p=0.000000	p=0.000005
Trajectoire Expérimentale ErrMax = 0,6 cm	cas 1	0.288501 (+/- 0.083342)	0.344769 (+/- 0.131114)	0.343584 (+/- 0.129154)	p=0.002687	p=0.003324	p=0.950341
	cas 2	0.350690 (+/- 0.134790)	0.290416 (+/- 0.083756)	0.311231 (+/- 0.103855)	p=0.002997	p=0.057995	p=0.284040
	cas 3	0.344726 (+/- 0.128680)	0.310121 (+/- 0.102745)	0.288383 (+/- 0.084172)	p=0.089145	p=0.004835	p=0.243396
Trajectoire Expérimentale ErrMax = 0,8 cm	cas 1	0.383582 (+/- 0.109771)	0.425449 (+/- 0.151301)	0.424489 (+/- 0.149040)	p=0.052850	p=0.053650	p=0.964464
	cas 2	0.429040 (+/- 0.150632)	0.383709 (+/- 0.112543)	0.397266 (+/- 0.128739)	p=0.032690	p=0.141829	p=0.519639
	cas 3	0.426591 (+/- 0.146228)	0.397533 (+/- 0.127425)	0.382690 (+/- 0.111404)	p=0.221617	p=0.059227	p=0.496619
Trajectoire Expérimentale ErrMax = 2 cm	cas 1	0.959163 (+/- 0.274985)	0.976459 (+/- 0.294780)	0.976891 (+/- 0.293205)	p=0.581207	p=0.574483	p=0.989311
	cas 2	0.972551 (+/- 0.299762)	0.956577 (+/- 0.278838)	0.960492 (+/- 0.284144)	p=0.606337	p=0.699058	p=0.898976
	cas 3	0.979452 (+/- 0.299062)	0.966931 (+/- 0.286108)	0.959213 (+/- 0.279642)	p=0.701546	p=0.533900	p=0.810441

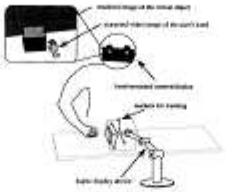
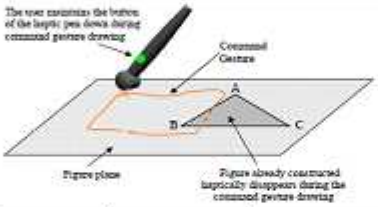
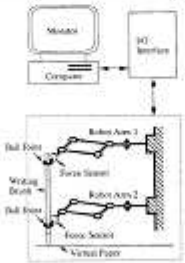
∘ SATTERTHWAITE'S APPROXIMATE T-TEST FOR UNPAIRED SAMPLES
STUDENT'S T-TEST FOR UNPAIRED SAMPLES after FISHER-SNEDECOR F-TEST FOR EQUALITY OF VARIANCES

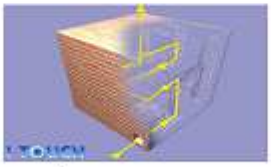
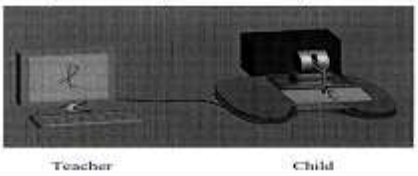
cas 1 : interpolation linéaire + buit normal U(0,1) * Errmax
cas 2 : interpolation cosine d'Hermite + buit normal U(0,1) * Errmax
cas 3 : interpolation cubique spline d'Hermite + buit normal U(0,1) * Errmax

Annexe B

Résumé de l'état de l'art des simulateurs visuo-haptiques

Auteurs	Nature du dispositifs haptique	Nature de la trajectoire	Co-localisation visuo-haptique	Indices analysés	Expérimentation	Résultats
Gillespie1998	Pendule à retour d'effort	"Crane-moving task"	oui	Temps de synchronisation	protocole intergroupes 24 sujets	non condusifs
						Dispositif haptique utilisé pour la tâche de manipulation du pendule
Feygin2002	suivi de trajectoire 3D	trajectoire 3D	oui	précision de la forme (transformé de Fourrier Elliptique) Précision de la position, Précision du timing, Précision de la dérive	protocole intragroupe de type pre/post test 36 sujets 3 conditions (V,V+H,H)	H < V < V+H
						Sujet réalisant l'expérience dans les trois conditions: visuel seul (gauche), haptique seul (centre) et vision+haptique (droite)
Liu2006	PHANToM 3.0	Suivi de trajectoire 3D Chemin sur la surface d'une sphère	oui	Erreur spatiale	Protocole intragroupes de type pre/post test 20 adultes 2 conditions (Visuel seul, Visuel + haptique)	H+V ≤ V
						Configuration proposée (gauche) et trajectoire réalisé par un participant (droite)
Gregory2000	PHANToM omni	peinture	non	-	-	faisabilité technique
						Configuration proposée aux participants

Auteurs	Nature du dispositifs haptique	Nature de la trajectoire	Co-localisation visuo-haptique	Indices analysés	Expérimentation	Résultats
Yokokohji1996 Yokokohji1996a	Robot industriel à 6ddl (PUMA 560)	Manipulation d'un cube	oui	-	Protocole intragroupe 1 sujet 4 méthode de guidage haptique	Concept WYSIWYF Résultats non conclusifs Le guidage haptique de type force est perturbant et donne des sensations non naturelles
						Principe du concept WYSIWYF
Gouy-Pailler2007	PHANToM omni	Géométrie	oui	score de reconnaissance	Protocole intergroupe 19 sujets mal voyant enfants	Le rendu haptique peut remplacer la vision pour cette population
						Principe de fonctionnement général du simulateur visuo-haptique pour la géométrie
Henmi1998	2 bras motorisés à 3 articulations	Kanji japonais	non	comparaison de traces visuelles	Protocole intragroupe 1 sujet	Tendances d'acquisition de compétences
						Schéma de fonctionnement du simulateur.
Teo2002	Delta oméga	Kanji chinois	oui (expérience de type fishtank [Ware1993])	erreur spatiale , timing du mouvement profile de force pics de vitesse	Protocole intragroupe de type pre/post test 6 sujets 2 conditions (guidage en position total et partiel)	Amélioration des performance pour les conditions de guidage haptique
						Utilisateur manipulant le dispositif lors du tracé de kanji

Auteurs	Nature du dispositifs haptique	Nature de la trajectoire	Co-localisation visuo-haptique	Indices analysés	Expérimentation	Résultats
Solis2002	*desktop HI (PERCRO) Reactive robot*	Kanji japonais	non	-	-	Validation technologique Validation du modèle de fonctionnement des RR
						Dispositif "Reactive Robot" utilisée dans l'étude.
Eid2007	PHANToM omni	10 caractères japonais (kanji et katagana)	non	Précision spatiale	Protocole intergroupe 6 sujets guidage haptique basé sur la position	Ce dispositif est un outil potentiel pour l'apprentissage de l'écriture japonaise
						Interface proposée pour l'apprentissage de lettres japonaises.
Bayart2005	PHANToM omni	kanji japonais labyrinthe 3D	non	ordre de production des lettres Temps d'apprentissage (pour le labyrinthe)	Protocole intergroupe 6 sujets Guidage haptique basé sur la position plus ou moins contraint	Le guidage haptique est potentiellement utile pour les lettres difficiles Le guidage haptique est utile pour la tâche du labyrinthe
						Différentes tâches proposées pour l'étude. (Droite) Kanji japonais. (Gauche) Labyrinthe 3D.
Hennion2005	Phantom 1.5	lettres cursives	oui	suggestion de l'utilisation du BHK (taille, rectitude des lignes, distorsions dans la forme de la lettre, paramètres dynamiques de l'écriture)	Guidage haptique basé sur la position dérivées des points de contrôle des lettres	-
						Schéma du dispositif haptique co-localisé

Auteurs	Nature du dispositifs haptique	Nature de la trajectoire	Co-localisation visuo-haptique	Indices analysés	Expérimentation	Résultats
Palluel-germain2007	PHANToM 1.5	lettres cursives	oui	Fluidité de l'écriture (vitesse moyenne ,nombre de pics de vitesse,nombre de pause durant la production)	Protocole intergroupes de type pre/post test 42 enfants âgés de 5 ans 2 conditions (Visuel+Haptique , contrôle)	VH > control
						Schéma de fonctionnement du simulateur visuo-haptique par un enfant apprenant à écrire.
Srimathveeravalli2005	PHANToM desktop	Lettres indienne tamul	oui	Précision de la forme Profil de force	Protocole intragroupe 10 sujets 3 conditions (Visuel seul (V), visuel + guidage haptique basé sur la position (V+HP), visuel +guidage haptique basé sur la force(V+HF))	V < V+HP < V+HF
Srimathveeravalli2006	PHANToM desktop	Lettres majuscules	oui	Profils de forces	12 sujets	Les "attributs haptiques" sont uniques pour une forme et une personne
Srimathveeravalli2007	PHANToM desktop	8 trajectoires issues du livre de test d'intégration visuomoteur (VMI)	oui	Précision de la forme Adéquation des forces Durée de tracé	Protocole intergroupes 10 sujets 3 conditions (Visuel (V), visuel + guidage basé sur la position (V+HP), visuel + guidage basé sur la force (V+HF)	V< V+HP et V < V+HF V+HP < V+HF pour les tâches difficiles
						Participant utilisant le dispositif visuo-haptique co-localisé.

Annexe C

Questionnaire post expérience fourni aux participants de l'étude sur l'influence des indices kinesthésiques de type compensation de masse et simulation de l'inertie

Q1. Avez-vous trouvé la tâche difficile ?
Q2. Comment qualifieriez vous le degré de l'immersion (note de 0 à 5 - 5 le meilleur) ? Pourquoi ?
Q3. Qu'est ce qui vous a dérangé le plus dans cette expérience ?
Q4. Avez-vous remarqué des différences entre les conditions ? Pouvez vous les décrire ?
Q5. Selon vous, quels sont les buts de cette expérience ?

Analyse des questionnaires

Q1. Non (31/34) – Un peu (2/34) – Oui (1/34)
Q2. NC.
Q3. Manque de sensation du toucher (2 sujets)
Mal au bras / fatigue (3 sujets)
Retours visuels imparfaits (occlusion, calibration des écrans imparfaite) (13 sujets)
Déplacement de la scène visuelle dû au mouvement de la tête (1 sujet)
Ergonomie du dispositif, aspect virtuel de la configuration (6 sujets)
La tension des fils (2 sujets)
Q4. Aucune différence (5 sujets)
Différence dans les retours haptiques (" déplacement plus ou moins facile ", " plus ou moins de frottements "," résistance de la baguette ") (24 sujets)
Forces attractives sur le fil (2 sujets)
Q5. Evaluer la précision et la vitesse de réalisation de la tâche (4 sujets)
Mesurer la fatigue (2 sujets)
Mesurer l'apprentissage (2 sujets)
Tester le réalisme de la configuration (12 sujets)
Tester différents retours haptiques (4 sujets)
Mise en place d'un dispositif pour les non voyants ? (1 sujet)

Annexe D

Questionnaire pour les expériences sur l'influence du guidage vibrotactile pour le suivi de trajectoires

Expérience 1 :
Quel est votre type de guidage préférentiel ?
□ TactileBelt1
□ TactileBelt2
□ Visuel

Dans quel mode de guidage ?
□ Guidage
□ Correction
Pourquoi, Remarques ?
Trouvez vous le guidage tactile perturbant, dérangent ? Pourquoi ?

Pas perturbant		Très perturbant
0	5	10

Expérience 2 :
Selon vous quel est le degré d'immersion du système ?

Mauvaise Immersion		Immersion complète
0	5	10

Résumé

Les interfaces haptiques sont des dispositifs relativement récents issus du monde de la robotique et de l'informatique, qui permettent de générer des retours sensoriels à destination de l'utilisateur. Or, il est difficile à l'heure actuelle d'identifier avec précision les influences de ces retours sensoriels sur la réalisation de tâches dans lesquelles ils se trouvent appliqués. Par exemple, pouvons nous utiliser ces dispositifs en vue de fournir une aide (ou un guidage) au geste réalisé ? Le fait d'ajouter des informations tactiles modifie-t-il notre perception de la tâche ? Comment le geste d'un chirurgien sera-t-il modifié en présence d'un dispositif haptique dans un simulateur de chirurgie ?

Afin d'apporter des éléments de réponse à ces multiples interrogations, nous avons étudié les effets de l'ajout d'interfaces haptiques ou/et tactiles sur le suivi manuel de trajectoires bidimensionnelles ou tridimensionnelles au mode visuel classique de retour d'informations. Ce travail se situe à la frontière de plusieurs disciplines impliquant la compréhension des mécanismes cognitifs de traitement des informations somesthésique multi sensorielles (psychologie cognitive), l'étude du fonctionnement de ces dispositifs et donc la manière dont les informations numériques sont calculées (informatique et robotique) et la mise en œuvre de ces appareils dans une contexte de simulation (réalité virtuelle). Suite à une première partie bibliographique sur les caractéristiques du toucher, les dispositifs haptique et la problématique de guidage haptique, de nombreuses questions relatives à l'analyse de la performance humaine subsistent. Nos premières contributions quant au choix de méthodes d'analyses et des indices liés à la mesure de la performance du geste manuel sont exposées dans la seconde partie de ce rapport. L'étude proprement dite de l'influence des dispositifs haptique a été conduite dans la troisième partie de ce manuscrit, à travers une série d'expérimentations impliquant des trajectoires bidimensionnelles (geste d'écriture) ou tridimensionnelles (en réalité virtuelle ou dans l'utilisation au sein d'un simulateur de chirurgie), différents types de dispositifs haptiques (vibrotactiles ou à retour d'effort) et de multiples tâches (écriture, manipulation dans une configuration de réalité virtuelle ou encore chirurgie de la base du crâne). Ces expérimentations nous ont permis d'apporter une meilleure compréhension des implications des dispositifs haptiques sur le geste manuel en terme de modification des indices haptiques présents et de guidage haptique. La dernière partie de ce rapport intègre nos résultats de recherches dans une discussion transversale, apportant des tentatives de réponses à la problématique du sujet et un certain nombre de perspectives.

Mots-clés: haptique, évaluation, guidage, interfaces haptiques, suivi de trajectoires.

Abstract

Haptic interfaces are relatively new devices issued from robotics and information technologies, which can generate tactile and/or kinesthetic sensory feedbacks. However, it is still difficult to identify precisely the influences of these sensory feedbacks offered by these interfaces. For example, can we use these apparatus to provide assistance (or guidance)to manual gesture ? How our perception of the task is changed by adding haptic information ? How will the gesture of a surgeon be altered by the haptic device in a surgery simulator ?

To provide some answers to these many questions, we studied the effects of the addition of haptic interfaces on the manual tracking of trajectories in two-dimensional or three-dimensional in presence of classical visual feedbacks. This work is at the crossroad of several disciplines and the understanding of cognitive mechanisms, cognitive processing of multi somatosensory information (cognitive psychology), functioning of these devices (computer science and robotics), the way digital information is calculated (computer science) and thus the way these devices are used in a context of simulation (virtual reality) are required. In a first part, we exposed our bibliographic work, explaining the characteristics of touch, the haptic devices and the problem of haptic guidance but many questions regarding the analysis of human performance remained afterward. In the second part of this report, we exposed our first contributions on the choice of analysis methods and indices related to measuring the performance of manual gestures. The actual study of the influence of haptic devices has been conducted in the third part of this manuscript, through a series of experiments involving two-dimensional trajectories (gesture of writing) or three-dimensional trajectories (virtual reality or in the use in a surgical simulator), various types of haptic devices (force feedback or vibrotactile) and multiple tasks (writing, handling in a configuration of virtual reality and skull base surgery). These experiments have allowed us to provide a better understanding of the implications of haptic devices on the manual gesture in terms of haptic indices modification and haptic guidance. The last part of this report integrates our research results in a transverse discussion section, providing answers attempt to the problem of this subject and a number of future perspectives.

Keywords: haptic, evaluation, guidance, haptic devices, trajectory following.