

Université de Montréal

**La réalité virtuelle pour initier et contrôler la démarche
chez des patients atteints de la maladie de Parkinson**

par

Philippe-Armand Laberge

Université de Montréal

Institut de Génie Biomédical

Mémoire présenté à la Faculté des études supérieures
en vue de l'obtention du grade de M.Sc.A.
en génie biomédical

août, 2005

© Philippe-Armand Laberge, 2005



W

4

U58

2006

V.067

Direction des bibliothèques

AVIS

L'auteur a autorisé l'Université de Montréal à reproduire et diffuser, en totalité ou en partie, par quelque moyen que ce soit et sur quelque support que ce soit, et exclusivement à des fins non lucratives d'enseignement et de recherche, des copies de ce mémoire ou de cette thèse.

L'auteur et les coauteurs le cas échéant conservent la propriété du droit d'auteur et des droits moraux qui protègent ce document. Ni la thèse ou le mémoire, ni des extraits substantiels de ce document, ne doivent être imprimés ou autrement reproduits sans l'autorisation de l'auteur.

Afin de se conformer à la Loi canadienne sur la protection des renseignements personnels, quelques formulaires secondaires, coordonnées ou signatures intégrées au texte ont pu être enlevés de ce document. Bien que cela ait pu affecter la pagination, il n'y a aucun contenu manquant.

NOTICE

The author of this thesis or dissertation has granted a nonexclusive license allowing Université de Montréal to reproduce and publish the document, in part or in whole, and in any format, solely for noncommercial educational and research purposes.

The author and co-authors if applicable retain copyright ownership and moral rights in this document. Neither the whole thesis or dissertation, nor substantial extracts from it, may be printed or otherwise reproduced without the author's permission.

In compliance with the Canadian Privacy Act some supporting forms, contact information or signatures may have been removed from the document. While this may affect the document page count, it does not represent any loss of content from the document.

Université de Montréal
Faculté des études supérieures

Ce mémoire intitulé :

La réalité virtuelle pour initier et contrôler la démarche chez des patients atteints de la
maladie de Parkinson

présenté par :
Philippe-Armand Laberge

a été évaluée par un jury composé des personnes suivantes :

Daniel Bourbonnais, président-rapporteur
Anatol Feldman, directeur de recherche
Pierre A. Mathieu, membre du jury

Résumé

Le but visé par ce travail est d'explorer le potentiel de la réalité virtuelle pour le traitement et le diagnostic de maladie neurologiques telles que la maladie de Parkinson. Préalablement à la réalisation de ce projet, les différentes composantes d'un système de réalité virtuelle ont été étudiées et un survol des applications en médecine a été fait. De plus, un système complet a été monté afin d'exécuter le projet présenté ici.

Pour ce projet, les sujets devaient initier la marche ou se lever d'une chaise en réponse à un signal sonore. Pour un nombre aléatoire d'essais (16 sur 32), le flot optique a été déplacé vers l'avant ou vers l'arrière de 200 ms avant le signal sonore. Ces perturbations imitaient les changements du flot optique découlant de marcher vers l'avant ou l'arrière dans un environnement réel. Deux groupes ont été étudiés, l'un composé de patients atteint de la maladie de Parkinson et un autre de sujets sains.

Pour la plupart des sujets étudiés, aucune différence significative n'a été observé entre les différentes conditions de réalité virtuelle. Nous avons cependant observé une différence entre la marche dans un environnement virtuel et un environnement réel.

Bien que préliminaire, les résultats indiquent que la réalité virtuelle est un outil utile dans l'analyse du rôle de la vision dans l'initiation et le contrôle de la marche chez les patients atteints de la maladie de Parkinson. Par contre, des ajustements doivent être apportés au protocole utilisé dans ce projet afin d'obtenir des résultats plus significatif et effectuer une analyse plus poussée.

Mots-clés : Réalité virtuelle, environnement virtuel, marche, démarche, maladie de Parkinson, flot optique, perturbation visuelle, réadaptation

Abstract

The goal of this work is to explore the potential of virtual reality for the treatment and diagnostic of neurological diseases such as Parkinson's disease. Prior to the realisation of this project, the different constituents of a virtual reality system are first studied. Then, an overview of the applications of virtual reality in medicine and the current state of knowledge on Parkinson's disease is laid out. In addition, as complete VR system has been set up in order to execute the project presented here.

For this project, subjects initiated walking forward or perform a sit-to-stand task in response to a sound signal. In randomly selected 16 out of 32 trials, optic flow was displaced 200 ms before the sound signal by either expanding (8 trials) or compressing (8 trials) the image of the corridor, imitating the changes in optic flow occurring during walking forward and backward in a real environment. Two groups have been studied, one group of Parkinson's disease patients, and one group of healthy subjects.

For most of the subjects, no significant difference between the different virtual reality condition have been observed. We have observed some differences between the execution of the task in a virtual environment and a real environment.

Although preliminary, our findings on the influence of perturbations of optic flow on walking suggest that virtual reality is a useful tool in the analysis of the role of vision in gait initiation and control in Parkinson patients. But changes must be done to the protocol in order to obtain more significant results and to make a deeper analysis.

Keywords : Virtual reality, Virtual environment, gait, walk, Parkinson's disease, optic flow, visual perturbation, rehabilitation

Table des matières

1- Introduction.....	1
1.1- Objectifs.....	2
2- Systèmes de réalité virtuelle	4
2.1- Dispositifs d'affichage	5
2.1.1- Moniteurs	5
2.1.2- Projecteurs	6
2.1.3- Affichages faciaux	8
2.1.4- Affichages faciaux partiellement translucides.....	10
2.1.5- Affichages faciaux fixés au sol.....	11
2.1.6- Autres affichages faciaux.....	11
2.1.7- Systèmes hybrides	12
2.1.8- Retour sur les systèmes d'affichage.....	13
2.2- Dispositifs d'entrée de données.....	13
2.2.1- Système de positionnement Cinématique 3D	13
2.2.2- Capacité et limitation des technologies	17
2.3- Gants instrumentés.....	20
2.4- Autres interfaces	21
3- Applications médicales de la réalité virtuelle (RV).....	23
3.1- Phobies.....	23
3.2- Hyperactivité.....	24
3.3- Formation des médecins	25
3.4- Chirurgie à distance	26
3.5- Visualisation	26
3.6- Réadaptation	27
3.6.1- Système de Capture Vidéo.....	28
3.6.2- Amélioration et évaluation de l'équilibre postural.....	29
3.6.3- Évaluation de la conduite automobile.....	31

3.6.4- Réadaptation après AVC	32
3.6.5- Évaluation des capacités visuo-spatiales	36
3.6.6- Entraînement pour l'héminégligence	37
3.6.7- Aide visuelle	38
4- Background scientifique du projet.....	40
4.1- Historique de la maladie de Parkinson	40
4.2- Anatomie fonctionnelle	41
4.3- Manifestations clinique hétérogène	43
4.3.1- Maladie de Parkinson se manifestant à un jeune âge.....	44
4.3.2- Tremblements versus instabilité/troubles de la démarche	44
4.3.3- Parkinson malin vs bénin.....	44
4.4- Mouvement et la maladie de Parkinson.....	45
4.5- La maladie de Parkinson et la dépression.....	48
4.6- Traitement de la maladie	49
4.7- Vision et la maladie de Parkinson	50
4.8- Lien entre la vision et l'action	52
4.8.1- Le flot optique.....	53
4.9- L'enrayage cinétique.....	58
5- Montage expérimental	63
5.1- OMC Optotrak	67
5.1.1- Optoserver.....	68
6- Protocole du Projet	72
6.1- Composition des groupes.....	72
6.2- Critères d'inclusion et d'exclusion	72
6.3- Caractéristiques des sujets	73
6.4- Déroulement de l'expérimentation	75
7- Analyses.....	78
8- Résultats.....	83

8.1- Se lever d'une chaise	83
8.1.1- Latence.....	83
8.1.2- Délai avant vitesse maximale	85
8.1.3- Temps du mouvement.....	86
8.2-Marcher	87
8.2.1- Latence.....	87
8.2.2- Longueur des pas	87
8.3- Cas particuliers	89
8.3.1- Sujet D	89
8.3.2- Sujet M.....	90
8.3.3- Sujet A	91
8.3.4- Sujet S	92
9- Discussion.....	94
10- Conclusion	97

Liste des tableaux

Tableau 1 : Caractéristiques des sujets atteints de la maladie de Parkinson.....	74
Tableau 2 : Données étudiées pour la tâche de se lever d'une chaise.....	79
Tableau 3 : Données étudiées pour la tâche marcher 5 pas vers l'avant	81

Liste des figures

Figure 1 : "Souris" 3D (« Trackball »), de Logitech.....	22
Figure 2 : Structures et projections des noyaux gris centraux.	42
Figure 3 : Modèle de la voie directe, indirecte et hyperdirecte.....	48
Figure 4: Trajectoires prévues par l'hypothèse égocentrique.....	55
Figure 5: Image des quatre flots optiques utilisés.....	57
Figure 6: Montage expérimental.....	63
Figure 7 : Photos du laboratoire.	64
Figure 8 : Corridor virtuel utilisé lors des expériences.....	66
Figure 9 : Interface graphique de D-Flow.....	67
Figure 10 : Exemple de données brutes analysées.....	80
Figure 11 : Exemple de données brutes analysées pour la tâche de marche.....	82
Figure 12 : Latence entre le signal sonore et le début du mouvement.....	85
Figure 13 : Latence vitesse maximale pour la tâche de se lever d'une chaise.....	86
Figure 14 : Longueur de pas avec et sans réalité virtuelle pour le groupe de patients.....	89
Figure 15 : Latence pour initier le mouvement pour le sujet sain M.....	91
Figure 16 : Longueur des pas pour le sujet sain S.....	93

À mon père

Remerciements

Je tiens à remercier tout le monde qui a contribué à ce projet de près ou de loin. Plus particulièrement Stanislav Jesmanovic et Christian Beaudoin, pour leur aide avec la programmation. Les ingénieurs de l'Institut de Réadaptation de Montréal, Michel Goyette et Pierre Desjardins, pour leur aide avec les équipements de l'Institut. Pour m'avoir aidé avec Matlab et bien d'autres choses, Jean-François Pilon et Valeri Goussev. Pour leur aide avec SPSS : Omer, Sheila et Fang. Les étudiants d'été de 2004 pour leur assistance lors des collectes : Hai Bin, Mannar et Marylin. Daniel Marineau, technicien à l'IRM qui a toujours ce dont on a besoin. Tous mes amis qui m'ont permis de me changer les idées, quelquefois un peu trop bien... Mélina qui m'apportait beaucoup d'amour et de réconfort quand j'en arrachais et qui a aussi relu mon mémoire au complet. Sans elle, il y aurait beaucoup plus de fautes dans ce texte. Bien entendu, mon directeur de recherche, Anatol Feldman. Merci de m'avoir fait confiance et de m'avoir guidé tout au long de ma maîtrise. Merci d'avoir fait preuve qu'une grande compréhension durant les moments difficiles. Merci de m'avoir permis de travailler sur un projet stimulant et intéressant. Bravo à mes deux frères, Mathieu et Jean-François, qui me supportent toujours. J'ai aussi beaucoup apprécié tous les encouragements de ma marraine et grand-mère, Suzanne. Finalement, je ne pourrai jamais assez remercier mes parents qui m'ont toujours supporté et qui m'ont permis de pousser mes études plus loin. Mon père ne me verra malheureusement pas terminer ma maîtrise, mais je suis sûr qu'il serait très fier.

1- Introduction

Ces temps-ci, beaucoup d'attention est donnée à la multidisciplinarité. La multidisciplinarité trouve toute son importance dans le fait qu'elle apporte de nouvelles perspectives à certains problèmes. Elle permet d'élaborer de nouvelles approches et à des gens de différents milieux de collaborer et de partager des points de vue complémentaires à un problème. Le domaine de la réalité virtuelle est intrinsèquement multidisciplinaire. N'ayant pas en soi d'application directe, elle s'applique alors dans d'autres domaines afin de trouver sa raison d'être. Elle permet donc de développer des approches complètement nouvelles pour lesquelles il n'existait pas d'équivalent auparavant. De cette situation émerge un climat d'activité de recherche prolifique et diversifié. Les conventions n'étant pas encore établies, il s'ensuit un environnement pratiquement dépourvu de contraintes et dans lequel chacun explore un espace vierge puisque la technologie est récente.

Dans ce document, nous verrons de quoi est constitué un système de réalité virtuelle et quelles sont les caractéristiques des différentes composantes qui peuvent être utilisées. Après avoir été familiarisé avec ces systèmes, nous allons étudier les différentes applications médicales qui sont actuellement utilisées ou en développement. Une attention particulière sera donnée aux applications en réadaptation. Nous allons par la suite étudier l'état actuel des connaissances sur la maladie de Parkinson, une pathologie pour laquelle la réalité virtuelle pourrait avoir des applications. Pour terminer, nous allons discuter d'une application développée à l'Institut de Réadaptation de Montréal (IRM). Cette application a pour but d'utiliser la réalité virtuelle afin d'étudier l'influence du flot optique (« optic flow ») dans la marche de patients atteints de la maladie de Parkinson.

Ce travail vise à exposer des travaux semblables déjà accomplis et de définir les concepts nécessaires à l'élaboration d'un montage expérimental. L'objectif principal de ce travail est l'élaboration d'un montage expérimental. L'élaboration de ce montage pourrait en soi être suffisant pour répondre aux pré requis d'un mémoire de maîtrise. Cependant, nous avons voulu effectuer une étude pilote avec quelques sujets afin de mettre en œuvre et tester ce montage expérimental. Cependant, nous ne pousserons pas

l'analyse de cette étude étant donné qu'elle ne constitue pas l'objectif principal de ce travail.

1.1- Objectifs

Certains chercheurs essaient de rendre le diagnostic d'une maladie de plus en plus précoce. En identifiant la maladie durant sa phase pré symptomatique, on espère élaborer des stratégies pouvant ralentir la progression de la maladie. Entre autres, des thérapies neuro-protectrices pourraient être utilisées. Par exemple, des études ont analysé la marche de patients ayant le Parkinson unilatéral, dont le côté non-affecté est semblable au Parkinson pré symptomatique. Ils ont observé un ralentissement de différents paramètres de la tâche motrice du côté non-affecté (Adler, 1992). Marsden a résumé ainsi le fonctionnement des noyaux gris centraux (traduit de l'anglais) :

« Les multiples entrées du striatum provenant de toutes les régions du cortex cérébral fournissent, à tout moment, des informations sur le monde extérieur ainsi que tous les désirs et sentiments de l'individu. À tout moment, ces entrées peuvent altérer l'exécution du plan moteur, à cause des changements dans l'environnement ou dans les buts du sujet. (...) Vu de cette façon, les déficits moteurs d'un patient atteint de la maladie de Parkinson sont dus à l'incapacité à spécifier les détails précis du programme moteur et d'automatiquement les exécuter en séquence, en changeant d'un programme à un autre de façon appropriée. » (Marsden, 1984)

Ces difficultés à changer de programme moteur chez les patients atteints de la maladie de Parkinson pourraient être reliées à l'inhibition élevée observé chez les neurones thalamo-corticales. Les entrées nerveuses viennent entre autres du système visuel, directement ou indirectement. Dans ce projet, nous désirons étudier l'influence de ces entrées visuelles

Le but principal du projet est de déterminer si la variation de l'information visuelle peut être utilisée afin d'améliorer l'habileté des patients atteints de la maladie de Parkinson à initier et à contrôler la démarche. Nous désirons aussi étudier les effets que ces variations du flot optique peuvent produire chez des sujets sains. Pour réaliser ces objectifs, nous utilisons un montage de réalité virtuelle que nous avons monté à l'aide de

composantes commerciales qui permettent l'immersion d'un sujet dans un environnement virtuel. L'intégration de ces différentes composantes consiste en la plus grande part du travail de l'auteur. De plus, il ne fallait pas simplement intégrer les différentes composantes, mais aussi pouvoir manipuler la partie visuelle de l'environnement virtuel à notre guise. C'est en manipulant cet environnement virtuel que nous pouvons étudier l'effet de certaines perturbations sur la marche.

Les sous-objectifs consistent à tenter de vérifier certaines hypothèses plus spécifiques que nous avons soulevées à la lumière de l'état actuel de nos connaissances et peuvent être séparés en trois hypothèses:

- La locomotion est initiée par une transformation de précompensation (« feed-forward ») du flot optique qui anticipe les changements de position de la tête dans l'espace. Ainsi, le temps d'initiation du mouvement (« gait initiation ») chez des sujets en santé sera diminué et la locomotion sera accélérée si on effectue une précompensation du pattern du flot optique au moyen d'une immersion en réalité virtuelle.
- Les patients atteints de la maladie de Parkinson ont une capacité réduite à produire une précompensation optique qui anticipe un changement de position de la tête dans l'espace, ce qui provoque un déficit dans l'initiation de la marche. La manipulation de patterns du flot optique en immersion en réalité virtuelle de façon précompensée (feed-forward) permettra de faciliter et de normaliser, dans une certaine mesure, la locomotion de ces patients.
- Un changement dans le flot optique pourrait résulter en un décalage de la configuration d'équilibre du système musculo-squelettique. Ce décalage entraîne l'activité EMG des muscles pour restaurer la configuration d'équilibre en un autre endroit dans l'espace, produisant ainsi un pas.

2- Systèmes de réalité virtuelle

La réalité virtuelle est une technologie permettant une simulation interactive et en temps réel de la réalité, par la création par ordinateur, à l'aide d'images de synthèse, d'un environnement virtuel en 3D dans lequel on peut évoluer, et donnant l'impression d'une immersion dans un monde réel. La réalité virtuelle est une expérience d'immersion pouvant mettre en présence l'ensemble des canaux sensoriels (vision, audition, toucher, odorat et goût), dans laquelle les utilisateurs portent des visiocasques munis de capteurs de position et de mouvement, voient des images en relief (par stéréoscopie), entendent un son 3D, peuvent toucher et manipuler des objets virtuels et explorer un monde interactif en trois dimensions. Les notions de « réalité virtuelle » et de « monde virtuel » sont souvent confondues. En effet, en situation de réalité virtuelle, l'utilisateur se déplace dans des mondes virtuels. Ces mondes sont constitués à partir de bases de données d'objets ayant chacun leur propriété propre et qui sont reconstitués en images, sons, forces et résistances par ordinateur (les saveurs et les odeurs font rarement partie des systèmes de réalité virtuels actuels). Cette reconstitution se fait de manière à se rapprocher le plus possible des stimuli sensoriels que l'on ressent dans un environnement réel. Les principaux domaines d'application de la réalité virtuelle sont la médecine, la robotique, l'enseignement, l'architecture, l'art et le divertissement. Avant de rentrer dans le détail des applications de la réalité virtuelle (RV), il importe de définir les composantes d'un système de réalité virtuelle. On peut ainsi avoir une idée des différentes approches, des différentes composantes d'un système de réalité virtuelle ainsi que de leurs caractéristiques.

Les interfaces traditionnelles (et aussi les plus répandues) des ordinateurs sont le moniteur, le clavier et la souris. L'interface avec l'utilisateur utilisant ces périphériques est surtout composée de fenêtres, de menus et d'icônes. Ces interfaces sont intrinsèquement bidimensionnelles. Elles sont donc souvent inappropriées pour les applications tridimensionnelles telles que la réalité virtuelle. Il a donc été nécessaire de développer différents moyens d'interagir avec un environnement virtuel afin de combler les lacunes des interfaces classiques. La réalité virtuelle consiste en un environnement interactif généré par ordinateur qui imite des actions et des objets pour simuler ce qui se passe dans la réalité

« normale ». L'avantage d'utiliser la réalité virtuelle plutôt que la réalité normale est que la réalité virtuelle nous permet de contrôler exactement les interactions avec l'environnement virtuel. Cependant, cet avantage vient avec un inconvénient majeur : la difficulté du point de vue technique, de concevoir un système permettant la réalité virtuelle. Bien que les systèmes de RV deviennent de plus en plus accessibles, tant au point de vue financier que technique, ils ne sont pas encore vraiment accessibles au public en général. L'utilisation d'un tel système demande une connaissance des différents périphériques ayant été développés afin d'interagir avec un environnement virtuel. Certains ont pour but d'augmenter le degré d'immersion de l'utilisateur alors que d'autres cherchent à faciliter les manipulations dans l'environnement 3D. Ils ont chacun leurs caractéristiques propres avec leurs avantages et leurs inconvénients. Il est important de bien connaître les différentes possibilités lorsque l'on veut développer une application de réalité virtuelle afin de choisir l'équipement qui convient. Car bien qu'il puisse sembler qu'une interaction avec un environnement virtuel en 3D devrait être plus aisée qu'avec un environnement 2D, il n'en est pas ainsi. Bien que nous vivions dans un monde en 3D, les contraintes physiques et les informations visuelles très riches nous permettent d'y évoluer plus facilement que dans un environnement virtuel. Ainsi, une attention particulière doit être portée lorsqu'on élabore une interface avec un environnement virtuel, autant au niveau de l'équipement utilisé qu'à la façon dont il est utilisé. Ce chapitre présente un survol qui ne se veut pas exhaustif des différents outils d'interaction disponibles aujourd'hui.

2.1- Dispositifs d'affichage

2.1.1- Moniteurs

C'est le système d'affichage le plus simple et le moins coûteux. Des moniteurs d'ordinateurs ordinaires sont utilisés, en association avec un système de capture de mouvement de la tête, afin d'augmenter le réalisme de l'expérience. Cependant, ce système de capture de mouvement peut être peu coûteux étant donné que l'aire de travail est assez

réduite par rapport à une application où l'utilisateur peut se déplacer librement. Pour une expérience encore plus réaliste, il est possible d'intégrer une vision binoculaire à l'aide de lunettes spéciales qui séparent l'image générée par le moniteur en 2, une pour chaque œil. Le plus grand avantage de cette technique d'affichage est son coût très bas, c'est en effet la méthode la moins coûteuse, puisqu'elle ne demande pas beaucoup de composants supplémentaires par rapport à un simple ordinateur personnel (PC). De plus, la plupart de ces composants sont produites pour le marché de masse, ce qui les rend abordables. Cependant, il y a aussi un désavantage majeur qui est une sensation d'immersion réduite, causée par le fait que le sujet doit faire face à une direction donnée et que le monde réel occupe la plus grande partie du champ visuel du sujet. Ce genre de dispositif d'affichage peut être utile pour des applications qui utilisent une situation s'apparentant à regarder par une fenêtre (par exemple, vol en avion, passager d'une automobile, etc.) ou pour le développement de différentes applications de RV. Il est aussi possible d'utiliser plusieurs moniteurs pour certaines applications spécifiques, mais cela requiert des PC plus performants possédant des cartes graphiques appropriées.

2.1.2- Projecteurs

Ce type de système couvre une grande partie du champ de vision, ce qui permet de résoudre une partie des lacunes des systèmes utilisant des moniteurs. Cependant, ils demandent énormément d'espace, plus que tous les autres modes d'affichage. Des écrans plats de grand format pourraient remplacer les systèmes avec projecteurs. Ils requièrent moins d'espace et lorsque leurs prix seront abordables, ils deviendront une option très intéressante. Mais pour l'instant, les systèmes à projecteurs sont la norme pour ce genre d'affichage.

Les projections sont habituellement faites sur un mur. L'utilisateur doit donc regarder dans la direction de ce mur pour voir l'environnement virtuel. Certains systèmes projettent sur plusieurs écrans qui entourent l'utilisateur (système CAVE). L'inconvénient majeur de tels

systèmes est leur coût élevé : il faut autant de projecteurs qu'il y a d'écran. De plus, les projecteurs demandent beaucoup d'espace qui demeure inutilisé puisque cet espace doit être libre de tout objet qui bloquerait la projection. L'espace disponible pour les usagers est donc assez limité par rapport à l'espace requis par le système. Il n'est à toutes fins pratiques pas possible d'avoir plus d'une douzaine d'usagers à la fois utilisant ce type de système à projection.

Le système de capture du mouvement doit être plus performant pour ce type de système, puisque l'utilisateur pourra probablement se déplacer plus librement parce que l'affichage le permet. Il est aussi possible d'avoir plusieurs écrans à projection, ce qui requiert au système pour générer (« render ») toutes ces sorties vidéo avec le point de vue approprié. Cela peut nécessiter du matériel spécifique, ou plusieurs PCs possédant du matériel permettant de générer les images de façon synchronisées. Une vision stéréoscopique peut aussi être produite. On utilise alors des lunettes polarisées ou à obturateurs. L'option avec lunettes à obturateurs peut être obtenue avec un projecteur standard équipé de cette option (plusieurs l'ont). Pour ce qui est des lunettes polarisées, il faut utiliser un projecteur spécial plus coûteux, ou deux projecteurs munis de filtres polarisants. Cette dernière option offre souvent l'avantage de donner une image plus claire et avec une meilleure définition, mais demande l'achat d'un projecteur supplémentaire par écran. Pour un système de réalité virtuelle, la polarisation n'est pas simplement verticale ou horizontale (ce qui est suffisant pour un écran de cinéma par exemple). Ceci est dû au fait que la tête du sujet n'est pas nécessairement orientée selon sa position horizontale ou verticale, puisqu'il a une liberté de mouvement plus grande. Il est donc nécessaire d'utiliser une polarisation circulaire, dans le sens des aiguilles d'une montre d'un côté et dans le sens contraire de l'autre (Sherman, 2003). De plus, il est nécessaire d'utiliser un système de capture du mouvement ayant un champ d'action suffisant pour accommoder les déplacements de l'utilisateur.

Un des avantages de ce type d'affichage est qu'il est possible d'avoir plusieurs usagers à la fois. Cependant, pour certaines applications, des distorsions peuvent apparaître

dû au fait que l'affichage n'est pas parfaitement ajusté à chacun des usagers. De plus, ces derniers ne sont pas isolés du monde réel. Cette caractéristique peut être désirable ou non, selon l'application visée. Ce type d'affichage peut être utilisé plus longtemps parce que l'utilisateur se trouve plus loin de l'écran. Cela occasionne moins de fatigue chez l'utilisateur. De plus, la « cyber-sickness » est beaucoup moins présente que pour les affichages faciaux.

2.1.3- Affichages faciaux

Lorsque la plupart des gens pensent à la réalité virtuelle, ils pensent à un afficheur facial. C'est aussi ce type d'affichage que j'ai utilisé dans mon projet. Il y a deux types d'afficheurs faciaux : occlusifs et non occlusifs.

Contrairement aux moniteurs et aux systèmes avec projecteurs, qui sont fixes, les affichages faciaux bougent avec la tête du sujet. Il n'y a donc qu'une personne à la fois qui peut utiliser ce type d'affichage. Il y a de nombreux types :

- Affichage facial classique (head-mounted display ou HMD)
- Affichage avec contrepoids monté sur une structure mécanique
- Petits écrans conçus pour afficher une image virtuelle à plusieurs pieds de distance
- Affichages rétiniens (expérimentaux)

Les affichages faciaux ne cessent de s'améliorer. Il sera un jour possible d'avoir un affichage facial à haute résolution qui ne sera pas plus gros qu'une paire de lunettes.

Un système d'affichage facial est toujours utilisé avec un système de positionnement de la tête. En connaissant la position et l'orientation de la tête du sujet, il est possible de mettre à jour la représentation du monde virtuel qui est affiché. Pour certains types d'affichage facial, le système de positionnement approprié est évident. Par exemple, pour un affichage utilisant un contrepoids monté sur une structure mécanique, il est possible d'utiliser la structure mécanique afin de connaître la position de la tête. En effet, il suffit de mesurer les angles aux différentes articulations pour avoir ces mesures, étant donné que les dimensions de la structure mécanique sont connues. Mais habituellement, des

systèmes inertiels, optiques ou magnétiques sont utilisés, selon les caractéristiques de l'application.

Les afficheurs faciaux ont plusieurs inconvénients. Un des inconvénients majeurs est occasionné par le délai dû au système de capture du mouvement. Ce délai entre le mouvement et l'image peut être remarqué par l'utilisateur et diminue la sensation d'immersion. Dans certains systèmes, il a été observé que les délais dans la mise à jour de la caméra virtuelle sont plus importants que la qualité de l'image ou des modèles. En effet, dans une étude sur le DriVR, un simulateur de conduite, les usagers se sont plaints d'avantage à propos du délai qu'à propos de la qualité de l'image. Selon Liu (1999), il est donc plus important d'avoir une réaction le plus près du temps réel possible que d'avoir une bonne qualité d'image (Liu, 1999). Ce délai est la cause principale des malaises de simulateurs (« simulator sickness »). Un autre inconvénient des afficheurs faciaux actuels est leur champ de vision très limité. Pour une résolution donnée, il y a un compromis à faire entre la densité des pixels et la grandeur du champ de vision. Les afficheurs faciaux sont aussi assez encombrants. Dépendamment du modèle, ils peuvent être inconfortables et impossibles à utiliser pour une longue période. Par exemple, certains modèles ont tout leur poids en avant, au niveau des écrans. Ceci peut causer une fatigue au niveau du cou qui doit compenser pour ce poids. Une solution est de mettre un contrepoids pour équilibrer le tout, mais ceci rajoute quand même du poids à l'ensemble. Certains fabricants ont choisi de placer certaines composantes électroniques à l'arrière du casque pour balancer le tout sans ajouter inutilement de poids. En plus de la fatigue musculaire, les afficheurs faciaux peuvent occasionner de la fatigue au niveau des yeux. Ceci est dû aux conflits visuels inhérents au design de ces dispositifs. Ces conflits sensoriels sont occasionnés par les divergences entre la distance focale perçue (par différents indices visuels) et la distance focale réelle.

Cependant, n'allons pas croire que ces dispositifs d'affichage n'ont que des inconvénients. Si c'était le cas, ils ne seraient pas aussi répandus. Ils permettent plusieurs choses que les autres systèmes ne permettent pas. Ils offrent une très grande liberté de

mouvement qui est uniquement limitée par la longueur des câbles (sauf dans le cas d'affichage facial sans fil, qui est peu répandu). De plus, le sujet peut regarder dans n'importe quelle direction et l'affichage sera généré en conséquence. Ils sont portables et très compacts et peuvent être utilisés dans n'importe quelle condition d'éclairage. Cependant, l'environnement de travail doit être libéré puisque l'utilisateur ne peut le voir et pourrait heurter des obstacles qu'il ne voit pas. Finalement, ils permettent un grand degré d'immersion puisqu'il est possible d'isoler l'utilisateur du monde environnant.

2.1.4- Affichages faciaux partiellement translucides

Ce ne sont pas à proprement parler des dispositifs d'affichage de réalité virtuelle. Ils sont plutôt utilisés dans des applications de réalité augmentée (RA), qui s'apparente beaucoup à la réalité virtuelle et peut même être considérée comme une sous-classe de la réalité virtuelle. La RA consiste à superposer des images générées par ordinateur à la réalité. Donc, contrairement à la réalité virtuelle, il n'est pas nécessaire de générer la totalité de l'environnement. Il faut cependant que les images générées soient alignées avec l'environnement réel. Un tel système pourrait par exemple permettre de voir des choses que l'on ne voit pas habituellement, comme l'intérieur d'un objet opaque, ou la température de surface, etc. Il est aussi possible d'ajouter des annotations à ce que le sujet voit. Il peut ainsi obtenir de l'information sur diverses composantes de son environnement. Ce type d'affichage est par exemple très utile en chirurgie. Dans ce type d'application, une grande attention doit être apportée à la correspondance spatiale entre les objets générés par ordinateur et le monde réel. Des discordances à ce point de vue peuvent rendre les augmentations de la réalité inutiles ou même nuisibles. Comme pour les autres types d'affichages faciaux, il est toujours nécessaire de déterminer la position et l'orientation de la tête afin que les images générées soient à la position appropriée. Dans ce type de système, il est donc encore plus important que le système de positionnement soit très performant et précis pour réduire au maximum les décalages entre l'environnement réel et les objets générés par ordinateur.

Comme la réalité augmentée consiste à superposer des images à la réalité la RA est sujette aux mêmes contraintes physiques que le monde réel. On ne peut donc pas, par exemple, changer la solidité d'objets physiques ou faire reculer le temps, car le sujet voit bien que son environnement est contraint à ces faits. Cependant, d'autres données peuvent être modifiées dans la mesure où suffisamment d'information est disponible.

2.1.5- Affichages faciaux fixés au sol

Ce type d'affichage facial permet d'effectuer la capture du mouvement grâce au lien mécanique entre les moniteurs et la base fixée au sol. Cependant, ce lien mécanique limite le champ d'action possible pour l'utilisateur, ce qui annule un avantage des affichages faciaux. Cette approche est efficace pour certaines applications et permet d'offrir une solution intégrée. De plus, un système de positionnement mécanique a un délai beaucoup plus court, ce qui permet d'avoir un système qui se rapproche plus du temps réel, permettant d'augmenter le réalisme de la simulation. Un tel système est aussi très précis par rapport à un système magnétique ou ultrasonique couramment utilisé avec des afficheurs faciaux (Burdea, 2003). Un exemple de tels dispositifs est le PUSH display. Ce dispositif est monté sur des colonnes semi flexibles. Ces colonnes limitent grandement les mouvements que peuvent effectuer l'utilisateur. Par exemple, il ne peut effectuer de rotation et les translations sont très limitées. Cette solution permet un affichage beaucoup plus robuste que la plupart des affichages faciaux et plus facile à entretenir. Cette solution peut s'avérer une bonne option pour les systèmes nécessitant un compromis acceptable entre les moniteurs fixes et un affichage facial.

2.1.6- Autres affichages faciaux

Il existe d'autres types d'affichage. Certains chercheurs expérimentent présentement l'affichage rétinien. C'est-à-dire que l'image est projetée directement sur la rétine par un faisceau laser. Une des difficultés actuelles de cette approche est de pouvoir tenir compte

en temps réel du mouvement des yeux qui peut être extrêmement rapide. De plus, la résolution de ces systèmes n'est pas encore très grande.

Les affichages qui tiennent dans les mains sont un autre type d'affichage. Un petit affichage de ce type est bon pour une application de réalité augmentée. Avec ce genre d'affichage, l'utilisateur peut tenir compte de l'information affichée, ou choisir de l'ignorer et se fier seulement à sa perception du monde réel.

Comme dernier type d'affichage assez répandu, il est bon de mentionner l'affichage s'apparentant à des jumelles. Il doit être tenu de la même manière que des jumelles, ce qui en fait un affichage très semblable aux affichages faciaux. La différence est plutôt au niveau de l'utilisation et de la nature de l'interaction avec l'environnement virtuel. La métaphore des jumelles permet une interface utilisateur intuitive. Étant donné que l'utilisateur doit les tenir de toute façon, il est possible d'y placer des boutons permettant d'interagir avec l'environnement virtuel, par exemple faire un gros plan. Il est aussi possible de relier cet affichage à un système mécanique permettant de détecter les mouvements et aussi de limiter le champ d'action afin d'orienter l'utilisateur vers une utilisation plus contrôlée.

2.1.7- Systèmes hybrides

En combinant différents types d'affichage, il est parfois possible que certains désavantages soient réduits par la complémentarité des systèmes utilisés. Il va sans dire que ces systèmes sont plus complexes puisqu'ils impliquent davantage de matériel, mais cette complexité supplémentaire peut être justifiée dans certains cas. Il est par exemple possible de combiner un affichage à projection et un affichage facial (Yeh, 1999). Ainsi, pour les régions centrales, l'affichage facial, avec sa grande résolution ainsi que sa grande luminosité, est très utile car c'est dans cette région centrale que le système visuel est le plus sensible. La partie projetée vient combler la lacune des HMD par rapport à leur champ de vision limité. Il est par contre important que les deux composantes soient bien

synchronisées afin de ne pas désorienter l'utilisateur qui pourrait se trouver face à des indices visuels contradictoires.

2.1.8- Retour sur les systèmes d'affichage

Ce bref survol des dispositifs d'affichages disponibles nous a montré la diversité des possibilités. Le plus important lors de la conception d'un système de réalité virtuelle est de définir les applications souhaitées pour ensuite choisir l'affichage le plus approprié. Il n'y a pas de système d'affichage idéal, le mieux que l'on puisse faire est de choisir le système qui répond le mieux à nos besoins et qui respecte le budget disponible (ce qui est souvent un facteur lorsque l'on a affaire à des systèmes aussi coûteux).

2.2- Dispositifs d'entrée de données

2.2.1- Système de positionnement cinématique 3D

Un système de réalité virtuelle utilisant un HMD ne peut être complet sans un système de cinématique 3D. En effet, il est primordial de connaître la direction vers laquelle le sujet regarde ainsi que sa position afin d'ajuster la vue dans le monde virtuel. Un système de positionnement est une partie importante de tout système de réalité virtuelle. Tel que vu précédemment, il est utilisé dans l'affichage pour connaître l'orientation et la position du regard du sujet. Plusieurs approches existent, mais elles cherchent toutes à fournir une position et une orientation du regard, c'est-à-dire six degrés de liberté. En mettant à jour en temps réel la position et l'orientation de la caméra virtuelle dans le monde virtuel, le sujet peut avoir l'impression de réellement naviguer dans ce monde virtuel. Bien que différents systèmes remplissent le même objectif, ils possèdent quand même leurs caractéristiques propres. Il est donc important de savoir comment chacun fonctionne ainsi que ses avantages et ses inconvénients afin de choisir une approche qui correspond le mieux à ses propres besoins et contraintes. Plusieurs approches sont utilisées pour recueillir

les coordonnées tridimensionnelles d'un sujet en mouvement. Nous allons ici uniquement étudier les approches principales.

2.2.1.1- Les systèmes informatiques basés sur la télévision

Ce type de système fut le premier à être utilisé pour capturer des images en ligne (Université de Delft, 1967) et son principe de fonctionnement est resté le même depuis son élaboration.

La conversion vidéo-numérique est basée sur le fait qu'une télévision constitue en soi un système de coordonnées. En effet, l'image d'un téléviseur est obtenue par le balayage successif des pixels de l'écran de télévision. Ainsi, nous pouvons récupérer les valeurs de pixels en comptant le numéro de la ligne pour la coordonnée verticale (Y), et à chaque ligne, on compte aussi les pixels horizontaux (X). Ainsi, nous avons simplement besoin de 2 compteurs, un pour Y et un autre, plus rapide, pour X. En utilisant des marqueurs brillants (typiquement des sphères recouvertes de matière réfléchissante), on n'a plus qu'à stocker les valeurs des pixels brillants dans les coordonnées à 2 dimensions. Finalement, on peut calculer le centre de ce marqueur à partir du contour obtenu.

Ces marqueurs passifs fonctionnaient initialement très bien dans un environnement contrôlé. Cependant, dans le cas où une illumination semblable à celle produite par les marqueurs réfléchissants se retrouverait en arrière plan, les mesures pouvaient être faussées. Cependant, ce problème a par la suite été réglé en ajoutant l'analyse de la forme des marqueurs. Ainsi, connaissant la forme des marqueurs, on peut éliminer les « faux marqueurs » qui ne présentent pas la bonne forme, on peut alors régler le problème de parasites lumineux. Une autre solution est d'utiliser un stroboscope qui diminue l'apport de la lumière ambiante en augmentant les contrastes des marqueurs. Plusieurs systèmes utilisant cette technique sont aujourd'hui commercialisés

2.2.1.2- Système Selspot (développé à Göteborg en Suède)

Un dispositif plat en silicone sert de marqueur actif. Dans ce système, un seul marqueur peut être échantillonné à la fois. Il est donc nécessaire de multiplexer les

positions obtenues pour avoir une vue d'ensemble. Ainsi, on peut identifier un marqueur à chaque lecture puisqu'on les lit à tour de rôle (contrairement aux marqueurs passifs, qui sont pour leur part tous traités de façon indifférenciée et simultanée). Étant donné ce mode multiplexé, on doit échantillonner à une fréquence plus élevée que dans le cas des marqueurs passifs. Deux paires de diodes émettrices de lumière (LED) sont positionnées de chaque côté du marqueur. La caméra peut ensuite détecter la lumière spécifique aux diodes pour déterminer la position du marqueur. Comme la position des diodes les unes par rapport aux autres est connue plus précisément qu'un contour d'un marqueur passif, on peut connaître avec plus de précision la position de ce type de marqueur actif.

Pour le système Selspot et celui avec marqueurs passifs, on peut calculer la position des marqueurs dans un espace tridimensionnel en utilisant deux caméras ou plus. La position des caméras doit être choisie afin d'optimiser le champ d'action du système. Il est évident que les caméras et les systèmes de conversion numériques doivent être synchronisés, sinon des décalages temporels peuvent survenir. Dans le cas d'un système de réalité virtuelle, nous avons besoin de six degrés de liberté et ces systèmes nous en fournissent que trois. Il est possible d'obtenir six degrés de liberté en couplant au moins trois marqueurs à trois degrés de liberté dont on connaît la position l'un par rapport à l'autre. Il est alors possible de calculer l'orientation de ce groupe de marqueur par rapport aux systèmes d'axes. Il est cependant primordial que les marqueurs soient fixés sur une structure solide, de façon à ce que leur position l'un par rapport à l'autre ne varie pas trop, sinon, les variations rendraient les calculs d'orientation erronés. De plus, en utilisant plus de trois marqueurs, on palie à l'éventualité que certains marqueurs ne soient plus visibles pour différentes raisons. En autant que trois marqueurs au moins sont visibles en tout temps, une orientation peut être calculée. Ces contraintes ne sont pas présentes dans les systèmes magnétiques, car on peut obtenir six degrés de liberté avec un seul marqueur.

2.2.1.3- Capteurs magnétiques

Dans ces systèmes, on crée un champ magnétique dans le laboratoire à l'aide de trois bobines orthogonales. Les capteurs sont positionnés sur le sujet et ils sont composés

d'un assemblage de bobines miniatures qui permet leur localisation dans le champ magnétique. Les capteurs n'émettent pas un signal comme dans les autres systèmes, mais en reçoivent un. Ces capteurs sont reliés au système d'acquisition.

2.2.1.4- Systèmes de localisation à ultrasons

Des émetteurs à ultrasons sont positionnés sur le sujet et des micros sont placés à différents endroits dans le laboratoire afin de calculer la position des émetteurs. Chaque émetteur utilise une fréquence qui lui est propre et il est donc facile de l'identifier. Les signaux recueillis sont multiplexés de façon similaire au système Selspot. Ce procédé a été utilisé dans des systèmes commerciaux, mais ils ont obtenu une part de marché négligeable par rapport aux autres systèmes.

2.2.1.5- Systèmes inertiels

Ce type de senseur utilise des instruments électromécaniques tels que des accéléromètres ou des inclinomètres afin de percevoir les mouvements relatifs des senseurs. Ils fonctionnent d'une façon semblable à notre propre système de positionnement et d'inclinaison, c'est-à-dire notre oreille interne. En sachant qu'un fluide a tendance à demeurer immobile par rapport à une structure environnante qui bouge ou qui subit une rotation, on analyse les mouvements du fluide par rapport à la structure solide pour déterminer les changements d'orientation. Installés sur l'objet dont on veut observer le mouvement, ils sont souvent utilisés pour suivre les mouvements de la tête. Ils sont ensuite connectés au système d'acquisition par câble ou par communication sans fil.

2.2.1.6- Systèmes mécaniques

Ce type de marqueur a été le premier à être utilisé dans des systèmes de réalité virtuelle. Le mouvement de la tête de l'utilisateur était mesuré par rapport au point d'ancrage au plafond. Les systèmes mécaniques ont de nombreux avantages par rapport aux autres systèmes de positionnement. Ils sont plus faciles à utiliser et plus simples. De plus, il n'y a pas de problème d'occlusion ou d'interférence magnétique. De plus, la latence est la

meilleure de tous les systèmes de positionnement, ce qui réduit certains effets secondaires. Le désavantage majeur de ces systèmes est leur champ d'action réduit à cause des limitations des liens mécaniques. Les liens mécaniques ajoutent une certaine inertie au corps et impose certaines contraintes, ce qui peut diminuer la sensation d'immersion et même influencer le mouvement et mener à une fatigue précoce.

2.2.2- Capacité et limitation des technologies

La plupart des systèmes d'analyse cinématique en 3D sont équipés de deux ou quatre caméras. Alors qu'on peut avec deux caméras effectuer une reconstruction tridimensionnelle d'un point marqué sur un objet, l'estimation des coordonnées peut être légèrement erronée. Comme un système d'analyse du mouvement requiert une très grande précision, on utilise fréquemment une troisième caméra ou plus afin d'obtenir une redondance dans les calculs et ainsi réduire les erreurs de positionnement. Dans l'étude d'un sujet en mouvement, il est possible qu'un marqueur ne soit pas visible par toutes les caméras à un moment donné. C'est pour cette raison que plusieurs systèmes utilisent quatre caméras. De plus, l'espace couvert par ces 3 caméras est limité par la distance focale de celles-ci. Habituellement, la région couverte par trois caméras est environ de 3 à 4 mètres. Ainsi, si l'on désire couvrir une plus grande surface, on doit ajouter des caméras au système. Il n'y a donc pas de limite au nombre de caméra dans un système, mis à part des limites monétaires et de calculs. Il est donc important de bien définir l'usage que l'on désire faire du système avant d'en faire l'acquisition. Cependant, il est toujours possible d'ajouter des caméras supplémentaires au besoin, ce qui confère aux systèmes d'analyse de mouvement une grande flexibilité. En général, il est nécessaire d'utiliser cinq caméras afin d'obtenir une liberté de mouvement complète du sujet, mais des ambiguïtés peuvent toujours survenir dans certains cas.

Tous les systèmes étudiés utilisaient des marqueurs externes pour modéliser le mouvement des sujets. Cependant, ce qui nous intéresse plus particulièrement est la position des yeux. Les positions de la tête ne correspondent pas nécessaire à ce que l'on

désire observer. En effet, pour que le déplacement de la caméra virtuelle (ou dans notre cas des caméras virtuelles, étant donné que l'on a un système stéréoscopique) soit le plus près possible de la réalité possible, il faut effectuer des transformations sur la position des marqueurs. Car il est évident que l'on ne peut pas mettre des marqueurs sur les yeux car ils encombreraient le sujet. Il faut donc effectuer une correction, lorsque nécessaire, sur les lectures.

Nous avons déjà discuté de certaines limitations lorsque nous avons décrit le fonctionnement des différents systèmes. Cependant, il serait important de souligner les limitations majeures des différents systèmes. Chaque approche comporte ses avantages et ses inconvénients, il convient donc de bien définir ses besoins afin d'acquérir le système qui correspond le mieux à ces besoins.

2.2.2.1- Système optoélectroniques

Avec les systèmes optoélectroniques, si un marqueur se retrouve caché du champ de vision d'une caméra, il devient impossible de calculer sa position si cette caméra est nécessaire à ce calcul. Il faut alors ajouter des caméras pour augmenter la redondance du système. Dans un système à marqueur passif, si un marqueur disparaît du champ de vision, il devient difficile pour l'ordinateur d'interpréter sa réapparition. Dans le cas du système Selspot, l'impact est moindre, puisque chaque marqueur est identifié grâce au processus de multiplexage. En effet, chaque marqueur est branché individuellement et émet des infrarouges, ce qui permet de leur assigner une fréquence propre. Dans les deux systèmes, la perte d'un marqueur peut être assez grave. Par exemple, prenons le cas simple où trois marqueurs sont utilisés pour obtenir la position et l'orientation de la tête du sujet afin d'actualiser la position de la caméra virtuelle. Si on perd un des marqueurs, il nous devient impossible de calculer l'orientation de la tête. À ce moment la caméra virtuelle ne peut plus être actualisée en temps réel. Ainsi, la sensation d'immersion dans le monde virtuel se retrouve perdue. Dans un système avec une faible redondance au niveau des caméras, il est important de planifier soigneusement les déplacements du sujet, de façon à éviter que des

marqueurs se retrouvent cachés. Les mouvements complexes, tels que la danse sont à éviter avec un système à deux ou même à trois caméras.

Lorsque les caméras sont installées, elles doivent être calibrées. Le processus de calibration n'est pas aussi long que pour un système à capteurs magnétiques, mais il doit néanmoins être effectué. Si les caméras sont déplacées, elles doivent être recalibrées. De plus, les effets de distorsion optiques de la lentille doivent être pris en compte lors de la calibration. Ne pas tenir compte de ces distorsions peut être la cause d'erreurs systématiques.

Dans le cas des systèmes à marqueurs passifs, l'identification des marqueurs peut poser un problème. Comme les marqueurs sont indifférenciés, on ne peut les identifier directement. Il serait possible d'utiliser des marqueurs de couleurs; cependant cette mesure demande l'utilisation de caméras couleur qui sont plus onéreuses que des caméras noir et blanc. Plusieurs méthodes en temps réel ont été développées pour régler le problème d'identification des marqueurs. Il faut cependant noter qu'aucune méthode n'est arrivée à régler complètement ce problème. Dans le cas où deux marqueurs seraient coplanaires dans les deux caméras, des ambiguïtés peuvent surgir. L'utilisation d'une troisième caméra peut régler le problème dans la plupart des cas, mais il peut toujours survenir si les deux marqueurs sont coplanaires pour deux caméras et dans l'ombre de la troisième. Il est possible de régler ce problème avec l'intervention de l'utilisateur, mais on perd la fonction temps réel dans ce cas ainsi que l'aspect automatique de la localisation.

2.2.2.2- Systèmes à capteurs magnétiques

Comme le champ magnétique est affecté par les objets métalliques, il est nécessaire de calibrer ce champ magnétique soigneusement de façon exhaustive pour tenir compte de l'environnement spécifique du laboratoire. De plus, si un objet de métal est amené dans le laboratoire, les lectures effectuées par le système pourront être faussées, à moins de calibrer à nouveau. Par contre, les systèmes magnétiques ne sont pas affectés par les ombres, car un objet placé entre les bobines qui génèrent le champ magnétique et les capteurs n'influence

pas le champ magnétique détecté par le marqueur. Le sujet peut ainsi effectuer des mouvements complexes sans problème.

2.2.2.3- Systèmes inertiels

Ces systèmes ne donnent pas d'information sur la position directement. Il est possible d'obtenir seulement un changement d'orientation ou de position. Les déviations par rapport à la position initiale sont donc cumulatives. De plus, ils sont limités à de l'information sur l'orientation seulement. Cependant, à cause de leurs coûts relativement faibles, ils peuvent être combinés à un autre système de capture du mouvement afin de profiter de leurs avantages complémentaires. Ceci est d'autant plus vrai étant donné qu'ils n'ont pas de limites à leur espace fonctionnel et qu'ils ne sont pas limités quant au mouvement que le sujet peut effectuer.

2.3- Gants instrumentés

Récemment, des applications en robotique et en télémanipulation ont mené au développement de gants instrumentés qui peuvent aussi être utilisés par des systèmes de réalité virtuelle. Il existe deux types: des gants avec un feedback ou sans feedback de force. Différents types de senseurs (fibre optiques, LED, extensomètres, etc.), placés sur les jointures principales et secondaires, servent à décrire les mouvements de la main. Le gant instrumenté est habituellement utilisé en association avec un système de positionnement qui permet d'obtenir la position du poignet avec six degrés de liberté. Tel que décrit en détail dans la section précédente, on utilise des gants avec extensomètres. Cependant, le coût élevé de ces gants empêche de les utiliser à grande échelle dans le milieu clinique. Les applications ne sont qu'au stade de développement.

Un gant utilisant les fibres optiques a été commercialisé par VPL Inc (1993). Ce système utilise des fibres optiques intégrées dans un gant de lycra. Des senseurs mesurent la flexion et l'extension des dix jointures principales de la main. Dans la fibre optique, une certaine quantité de lumière est perdue selon le degré de flexion d'un doigt. En mesurant la

quantité de lumière qui se rend à l'autre bout de la fibre, on mesure le degré de flexion du doigt. Les données peuvent être actualisées 30 ou 60 fois par seconde. Plus récemment, le DataGlove de 5DT a été développé. Il est offert à un prix moindre que le CyberGlove, que dont nous parlerons bientôt. Il est offert en plusieurs versions dépendamment des besoins et du budget du client. Une option pour un budget plus réduit est le Pinch Glove. Le prix plus faible vient cependant avec un prix aussi, celui de la grossièreté des données recueillies. Ce gant permet en effet de détecter seulement les contacts entre les bouts des doigts.

Un gant similaire au DataGlove, le CyberGlove, utilise des extensomètres à la place de la fibre optique. Chaque senseur est composé d'une jauge de tension et d'une jauge de compression placées dans un circuit à pont. Ce gant a une résolution de $0,05^\circ$ de rotation à chaque articulation et les données peuvent être actualisées 100 fois par seconde.

Le gant P5, est un produit grand public et son prix est très abordable. Il intègre même un système de positionnement à infrarouge pour la position du poignet. Cependant, les données recueillies ne sont pas très précises et la latence est plus grande que celle des gants plus coûteux. Son prix abordable peut le rendre attrayant pour les applications à la maison. Il y a pour l'instant peu d'applications de développées pour ce gant.

2.4- Autres interfaces

Les outils d'interfaces d'ordinateurs traditionnels, sont bidimensionnels, et donc peu utiles pour interagir avec des environnements virtuels qui sont tridimensionnels. Des interfaces spécifiques ont donc été développées afin d'interagir de façon plus efficace avec ces environnements. Nous avons vu les outils qui utilisent le corps comme moyen d'interaction. Ces outils sont très utiles, mais d'autres outils ont été développés afin de contrôler les interactions en les contraignant à un certain dispositif. Il est possible, par exemple, de mettre un bouton sur un marqueur afin d'avoir la possibilité d'activer certaines fonctionnalités en plus d'avoir la position et l'orientation du marqueur. Ou encore, à la place d'un marqueur, d'utiliser une baguette qui aurait aussi une position et une orientation,

mais qui offre une métaphore différente à l'utilisateur afin d'interagir avec l'environnement virtuel.

Une autre interface est le « Trackball ». C'est une sorte de souris en trois dimensions. Un cylindre est utilisé pour naviguer dans l'environnement virtuel. Cette tâche est accomplie en mesurant les moments et les forces appliquées sur ce cylindre. Ils correspondent alors à des rotations et des translations dans l'environnement virtuel. De plus, des boutons sont disponibles et permettent d'accomplir différentes tâches au niveau logiciel. Par exemple, un bouton peut servir à sélectionner des objets, un autre à changer la vitesse de déplacement et ainsi de suite.



Figure 1 : "Souris" 3D (« Trackball »), de Logitech

3- Applications médicales de la réalité virtuelle (RV)

Burdea (1993) a proposé une façon de décrire un système de réalité virtuelle à l'aide des 3 « I » : Immersion, Interaction, et Imagination. Cho et al. (2002) ont bonifié cette description en y ajoutant un autre « I » pour intérêt. L'intérêt du sujet pour l'environnement virtuel était en effet important dans leur recherche, puisque celle-ci portait sur le syndrome du déficit d'attention. En voulant décrire leur système de réalité virtuelle, Cho et al ont par la même occasion choisi un terme qui décrit bien le comportement de la communauté scientifique face à cette technologie. Beaucoup d'intérêt a été porté à la réalité virtuelle, ce qui a amené un foisonnement de projets de recherche dans plusieurs domaines. En particulier, une multitude de projets dans le domaine médical. Les avancées et la majorité des applications en réalité virtuelle ont été engendrées par l'industrie du divertissement et de la simulation. Ces deux industries ont des moyens et des besoins très différents du domaine médical. Bien que la technologie soit semblable, de nombreux ajustements doivent être apportés.

3.1- Phobies

L'une des premières applications des environnements virtuels en médecine a été le traitement de différentes phobies. Cette application est très documentée car plusieurs expériences ont été réalisées (Hodges 2001, Dong 2002, Baños 2002) avec succès et sont même maintenant utilisées dans un contexte clinique. La technique utilisée est la désensibilisation progressive, qui consiste à exposer le patient à des représentations de l'objet de la phobie en allant graduellement vers des stimuli plus forts qui se rapprochent de plus en plus de l'objet de la phobie. Il est important dans ce genre de traitement de commencer avec des stimuli que le patient peut supporter, mais qui provoquent tout de même sa phobie afin qu'il puisse apprendre à la contrôler. Une façon de procéder est de demander au patient d'imaginer différentes choses ou situations se rapprochant de plus en plus de l'objet de sa phobie. Cependant, cette approche ne peut fonctionner pour les gens ayant du mal à imaginer ce qu'on leur demande (Rothbaum, 1995). On peut dans ces cas utiliser des environnements virtuels en exposant virtuellement le patient à des stimuli qui graduellement seront potentiellement de plus en plus angoissants. Les environnements

virtuels ont l'avantage d'être totalement sécuritaires. Le patient se retrouve exposé à des stimuli qui s'apparentent à leur phobie, tout en sachant qu'ils ne courent aucun risque et qu'ils peuvent se retirer de l'environnement virtuel à n'importe quel moment (en retirant le HMD). Étant donné que les environnements virtuels se rapprochent beaucoup de la réalité, la prochaine étape de l'exposition au vrai stimulus ne sera pas trop ardue à franchir puisqu'elle entre dans la continuité progressive du traitement. Cependant, les scènes auxquelles le patient est exposé n'ont pas besoin d'être d'un grand réalisme. Il peut même être utile que la représentation soit grossière afin que le stimulus ne soit pas trop fort, ce qui entre dans l'approche graduelle du traitement. Ceci explique pourquoi ce type d'application existait déjà du temps où les environnements virtuels n'offraient pas le réalisme qu'il est possible d'obtenir avec les systèmes récents.

3.2- Hyperactivité

Bien que l'approche pharmaceutique soit couramment utilisée depuis plusieurs années (i.e. le Ritalin), des études récentes sur le traitement du trouble déficitaire de l'attention ont suggéré que ces traitements ne soient pas adéquats lorsque utilisés seuls. Ceci est dû au fait que les parents ne désirent pas que leurs enfants utilisent ces médicaments et que les effets soient limités à la période pour lesquelles les médicaments sont actifs. De plus, ces médicaments n'amènent pas tous les enfants à un degré de concentration suffisant pour fonctionner socialement et académiquement. Des environnements virtuels pourraient offrir des stimuli spécifiques adaptés qui élimineraient les éléments distrayants et ainsi améliorerait l'attention du sujet et sa capacité à se concentrer. Rizzo (2000) a proposé que la réalité virtuelle pourrait être utilisée pour l'évaluation des troubles d'attention. L'évaluation objective des troubles d'attention a de nombreuses utilités : elle permet de poser un diagnostic précis, ce qui peut servir à prendre des décisions quant à la nécessité d'utiliser une approche spéciale pour l'éducation et permet aussi de mesurer l'effet des traitements pharmacologiques. Cho et al. (2002) suggèrent que la réalité virtuelle pourrait aussi être utilisée pour l'entraînement cognitif. Grâce à un environnement virtuel, il est possible de

réduire les distractions et ainsi augmenter la concentration du sujet. Il est possible de conserver l'attention plus longtemps qu'avec d'autres méthodes puisque l'environnement est immersif, interactif et imagé. L'attention du sujet est aussi augmentée par l'intérêt que fournit la technologie. La partie traitement est possible puisque le sujet peut progresser d'un scénario à un autre et mesurer lui-même sa progression. Cette progression motive le sujet et le fait persévérer.

3.3- Formation des médecins

Bien avant que des simulateurs de chirurgie ne soient envisagés, l'industrie aéronautique utilisait des simulateurs de vol pour former ses pilotes. Ces simulateurs se sont avérés beaucoup plus économiques et sécuritaires qu'une formation avec de véritables appareils. De plus, les coûts en sont beaucoup moins élevés. Ces avantages s'appliquent aussi aux simulateurs de chirurgie. Les composantes de ces deux sortes de simulateurs sont semblables, cependant le simulateur de chirurgie offre des défis supplémentaires par rapport au simulateur de vol. Fondamentalement, les objets dans un simulateur de chirurgie doivent être beaucoup plus détaillés. Par exemple, un arbre dans un simulateur de vol ou de conduite automobile a seulement besoin d'avoir l'air d'un vrai arbre. Ceci peut être accompli en utilisant des formes simples et en leur appliquant une texture photographique. Mais un objet virtuel dans un simulateur de chirurgie doit être représenté de la manière la plus fidèle possible. Les représentations géométriques doivent donc être composées de beaucoup plus de triangles, une réduction de la complexité des objets virtuels n'est pas acceptable dans la plupart des cas.

Traditionnellement, les médecins apprennent de nouvelles techniques chirurgicales en observant les moyens utilisés par des chirurgiens expérimentés, en pratiquant sur des cadavres humains ou animaux et finalement en effectuant une chirurgie sous la supervision d'un chirurgien expérimenté (Rosen, 1999). Ce processus de formation est long et coûteux. De plus, la simple observation ne donne aucune indication à l'élève par rapport aux sensations ressenties par le chirurgien. La proprioception joue pourtant un grand rôle dans

la chirurgie. Par exemple, dans une chirurgie du cerveau, il est important de positionner la spatule cervicale de façon à ne pas endommager le cerveau. Des lésions sévères occasionnées par exemple par le fait que le chirurgien a tiré trop fort sur son instrument. Il est maintenant possible d'utiliser des simulateurs de chirurgie afin de fournir au médecin un moyen de pratiquer plusieurs fois une opération avant de l'effectuer sur un patient. Ces simulateurs offrent un moyen complètement sécuritaire de pratiquer différentes interventions. Cela peut être vraiment avantageux dans le cas d'opérations peu courantes et dangereuses. De plus, le simulateur peut aussi simuler des situations hasardeuses qui ne surviennent normalement pas dans des chirurgies, ainsi le chirurgien peut mieux y faire face si elles surviennent. Il est important pour la plupart de ces systèmes d'avoir un feedback haptique. Ainsi les étudiants peuvent ressentir ce qu'ils ressentiraient en utilisant divers outils en interaction avec différents tissus du corps humain. Une étude de Moody et al. (2002) a montré qu'en ajoutant un feedback force, le temps nécessaire pour effectuer une suture était réduit. Cette étude a montré que le feedback haptique augmente la performance des systèmes de réalité virtuelle pour la microchirurgie.

3.4- Chirurgie à distance

C'est une des plus récentes applications des environnements virtuels, étant donné qu'elle requiert un grand degré de réalisme et de précision. Dans ce genre d'application, le chirurgien travaille sur un patient virtuel alors qu'un robot effectue la véritable chirurgie sur un patient humain à un emplacement éloigné. Il va sans dire que ces systèmes sont très complexes et leur conception et leur utilisation nécessitent une collaboration étroite entre médecins, scientifiques et ingénieurs informatiques et biomédicaux. Certaines applications utilisant des moyens similaires sont à l'étude pour des applications en réadaptation.

3.5- Visualisation

Les données que les médecins doivent analyser pour poser un diagnostic sont traditionnellement en deux dimensions. Cependant, les structures biologiques représentées

sont en trois dimensions. L'analyse en deux dimensions pose donc différents problèmes de représentation. Plusieurs techniques ont donc été élaborées afin de visualiser des corps en 3D. Il est aussi par la suite possible de modéliser certains comportements mécaniques ou physiologiques de ces représentations 3D. Ces modèles peuvent permettre aux médecins de mieux comprendre les effets d'une pathologie sur la marche, ou même de simuler les effets d'une intervention. De plus, dans les centres de réadaptation, ce genre de simulateur peut aider à expliquer un programme de réadaptation au patient. Cependant, ces techniques sont limitées en précision puisque les données modélisées ont une précision définie. Cependant, à mesure que l'instrumentation se raffine, les modèles issus des données produites deviennent plus précis.

3.6- Réadaptation

Ce n'est que récemment que la réalité virtuelle est utilisée à des fins de réadaptation. Plusieurs projets de recherche sont en cours et quelques applications ont été démontrées. La validité des thérapies utilisant la réalité virtuelle dépend de l'hypothèse que l'on peut reproduire un stimuli sensoriel qui ressemble suffisamment à la réalité pour engendrer des réactions conscientes et inconscientes chez le patient (activités corticales et sous-corticales). La réalité virtuelle peut être utilisée afin d'augmenter graduellement le niveau d'interaction du patient avec son environnement afin qu'il puisse éventuellement réintégrer sa vie à la maison ou dans la communauté. Plusieurs études ont été réalisées afin de voir si les améliorations apportées par la réalité virtuelle sont transférées vers des tâches pertinentes dans le « vrai monde »; les résultats de ces études sont encourageants (Deutsch, 2001a, 2002; Holden, 2000, 2002, 1999; Merians, 2002; Riess, 1998). Pour ce qui est des évaluations utilisant des environnements virtuels, ils permettent d'améliorer la validité écologique, c'est-à-dire le degré de pertinence ou la similarité du test par rapport au « vrai monde » (Neisser, 1978). Il devient donc possible, grâce aux environnements virtuels, de tester les performances cognitives et fonctionnelles dans des scénarios simulés correspondant à des situations du « vrai monde ». Ainsi, la complexité du stimuli que l'on

retrouve dans des situations réelles peut être simulé tout en gardant le contrôle expérimental nécessaire à une analyse scientifique rigoureuse. Cependant, les applications utilisant des environnements virtuels ont des désavantages, notamment leur coût et leur complexité. Il faut donc bien étudier la question avant de développer une telle application. Il faut répondre à un certain nombre de questions qui ont été détaillées davantage par Rizzo et al. (1998, 2000):

- Est-ce que les mêmes objectifs peuvent être atteints en utilisant une approche plus simple?
- Est-ce que les systèmes de réalité virtuelle actuels sont en mesure de concrétiser le principe visé?
- Est-ce que l'application de la réalité virtuelle est utile à la population visée?
- Quel est le niveau optimal d'immersion nécessaire pour l'application envisagée?
- Est-ce que les sujets visés seront capables d'interagir avec l'environnement virtuel de façon efficace?
- Quels sont les effets secondaires possibles pour les sujets visés?
- Est-ce que les effets obtenus dans les environnements virtuels seront transférés dans le monde réel?

3.6.1- Système de Capture Vidéo

Une des applications les plus répandues est celle utilisant l'image du patient dans une scène virtuelle. En regardant le moniteur ou l'écran, le patient voit sa propre image dans un certain environnement. Il doit alors accomplir différentes tâches dépendamment de la réadaptation qu'il doit faire (Weiss, 2004). Les avantages de tels systèmes par rapport à l'approche conventionnelle est de motiver davantage le patient. En effet, ces systèmes s'apparentent grandement à des jeux (tels que disponibles sur la console Playstation de Sony par l'intermédiaire du périphérique EyeToy). Si un patient s'amuse en faisant ses exercices de réadaptation, il a plus de chances de progresser. De plus, ce type d'exercices

sous forme de jeu permet au patient de mesurer sa progression en lui fournissant un pointage. Ce pointage est un élément motivant qui peut inciter les patients à pousser leurs limites.

Un autre avantage de ces systèmes est d'être relativement moins dispendieux qu'un système de réalité virtuelle immersif. En effet, ces systèmes ne demandent pas de dispositif onéreux tel qu'un HMD ou un écran à projection. Pas besoin de système de positionnement car une simple caméra web suffit. Cependant, ce type de système ne donne généralement pas d'information sur la qualité du mouvement effectué. Il peut donc encourager le patient à développer des compensations et des stratégies adaptées spécifiquement aux objectifs du jeu auquel il prend part. Un tel comportement limite le transfert des progrès réalisés vers d'autres tâches quotidiennes. Comme c'est là l'objectif de la réadaptation, il faut toujours rester vigilant face à ces facteurs lorsque de tels systèmes sont utilisés.

3.6.2- Amélioration et évaluation de l'équilibre postural

La réalité virtuelle peut être utilisée pour l'évaluation et le traitement des problèmes d'équilibre. L'avènement de cette technologie coïncide avec une hausse de la prévalence de ce type de problèmes. Cette hausse est due à l'accroissement du taux de survie aux accidents cérébraux et à la hausse de la prévalence des problèmes neurologiques liés au vieillissement de la population. Le « timing » est donc bon pour le développement d'outils de réadaptation, utilisant la réalité virtuelle, ciblés sur ces problématiques qui gagnent de l'ampleur. La plupart des systèmes de réalité virtuelle conçus à cette fin allient un support physique destiné à recueillir les forces appliquées par le sujet et un dispositif d'affichage simple (écran à projection ou HMD). Certains systèmes peuvent même effectuer un feedback physique sur le sujet. Par exemple, un système élaboré par Lee et al (2004) utilise une plate-forme de force et un HMD. Ainsi, le sens de la vue est stimulé par le HMD et les sens somato-sensoriels sont stimulés par le déplacement de la plate-forme mobile. Il n'existe pas encore de moyen de stimuler le système vestibulaire de façon directe. Cependant, comparativement au système vestibulaire, le système visuel et le système

somato-sensoriel jouent un rôle dominant pour fournir des indices sur l'orientation du corps chez les individus sains. S'il manque de l'information sensorielle ou s'il y a un conflit, le cerveau humain doit sélectionner l'information la plus appropriée pour accomplir la tâche (Nouillot, 1992; Allison, 1995; Wegener, 1997). Donc théoriquement, une façon d'évaluer l'équilibre d'une personne est de modifier délibérément les informations visuelles ou somato-sensorielles et d'observer la façon dont le cerveau intègre ces informations par la réaction posturale du sujet. Un système de réalité virtuelle permet de manipuler ces informations sensorielles avec une grande précision et une grande liberté. Il est donc possible de provoquer des stimulations qui seraient très lourdes à effectuer avec un système mécanique. On peut donc présenter au sujet un environnement virtuel stimulant que l'on puisse manipuler à notre guise. En mesurant la déviation du centre de pression pour différents stimuli visuels, il est possible d'évaluer un sujet. Par exemple, Lee et al. (2004) ont utilisé cette technique afin de quantifier les fonctions d'équilibre en relation avec l'âge (Cherng, 1999, 2003). Cependant, maintenant que la technique a été validée, il est possible d'obtenir des résultats quantifiables et précis que l'on peut maintenant considérer comme fiables.

Être capable de maintenir son équilibre est nécessaire à l'exécution de nombreuses tâches de la vie de tous les jours. Une application utilise un scénario à vélo pour renforcer l'équilibre postural (Song 2004). Cependant, le vélo peut être dangereux si le sujet tombe; de plus, rouler à vélo demande un grand espace. C'est pourquoi la réalité virtuelle a été utilisée. Il est alors possible d'installer des senseurs sur le sujet et le vélo. Ce type de système a été élaboré afin de combler certaines lacunes des systèmes utilisant le biofeedback sur des plates-formes de force. Ces lacunes sont le manque d'intérêt et de motivation des sujets ainsi que le fait que tous les sens nécessaires ne sont pas stimulés. Le scénario du vélo virtuel permet de stimuler simultanément un grand nombre de sens. Aussi, le sujet n'a pas besoin d'être debout pour exécuter l'exercice sur le vélo. Il suffit d'être assis et il est possible de s'aider avec les mains. Il est donc possible d'inclure des sujets plus sévèrement affectés dans ce scénario à vélo. Mais il demeure quand même possible

d'augmenter la difficulté à mesure que le sujet progresse. Le sujet peut réagir dans l'environnement virtuel de la même façon qu'il le ferait dans le « vrai monde » (Myron, 1991; Roy, 1993). Il combine aussi les systèmes sensoriels visuels, vestibulaires et somatiques avec l'effort musculaire afin que les muscles et les sens fonctionnent ensemble d'une manière naturelle. Le fait de pédaler permet aussi de renforcer les muscles des jambes, ce qui aide à rétablir la fonction. Ainsi, à mesure que le patient progresse, la difficulté peut être augmentée. Éventuellement, le patient pourrait en arriver à pouvoir véritablement faire du vélo. Un entraînement avec ce système a montré une amélioration des sujets par rapport aux paramètres étudiés. Ces paramètres étaient la vitesse moyenne, la durée nécessaire à effectuer le circuit et la déviation moyenne par rapport à la trajectoire ciblée.

3.6.3- Évaluation de la conduite automobile

Différentes maladies du cerveau sont associées à une multitude de séquelles cognitives, émotionnelles et motrices qui peuvent compromettre la capacité de la personne atteinte à conduire. Plusieurs de ces personnes dépendent de la conduite automobile dans leurs déplacements afin d'être mobiles, indépendantes et d'avoir une bonne qualité de vie. Étant donné qu'il y a une grande variation d'atteintes d'un individu à un autre, il est possible que certains d'entre eux soient capables de conduire et que d'autres puissent présenter un risque injustifié pour les autres automobilistes et eux-mêmes. La méthode acceptée pour évaluer les capacités de conduite est un test sur route standardisé (Fox, 1998; Korteling, 1996). Évaluer ces personnes dans un contexte de conduite en milieu urbain peut s'avérer dangereux. Cette évaluation nécessite plus qu'un simple évaluateur de conduite conventionnel, puisqu'il est nécessaire d'évaluer à quel point leur maladie neurologique affecte leur conduite et s'ils peuvent suivre un programme de réadaptation. Qui plus est, l'évaluation faite peut s'avérer subjective. L'utilisation d'un simulateur de conduite peut régler ces problèmes. Les conditions auxquelles sont exposés les sujets peuvent être

standardisées. Le comportement en situations extrêmes peut ainsi être étudié, puisque la conduite en conditions normales peut sembler satisfaisante alors que problèmes peuvent apparaître seulement dans des situations spéciales pour lesquelles les capacités de la personne évaluée sont poussées à leur limite. Par exemple, il est possible d'évaluer la conduite de nuit, dans le trafic dense, sur la neige, avec visibilité réduite, etc. ou encore de générer des événements inattendus, tels qu'une boîte tombant d'un camion, un véhicule freinant soudainement devant soi ou une ambulance brûlant un feu rouge. Ce genre d'évaluation est nécessaire, car les sujets ont tendance à surévaluer leurs capacités (Huchler, 2001). Étant donné que la conduite est un élément important à l'intégration sociale, les gens tiennent beaucoup à y avoir accès, même si cela pourrait être dangereux.

De nombreux simulateurs de conduite ont été élaborés et sont en cours de validation (VR-Das, Dri-VR,...). Il faut en effet vérifier si une évaluation effectuée avec un simulateur de conduite représente la réelle faculté d'une personne à conduire. Ces systèmes de réalité virtuelle sont particuliers en ce qui a trait à l'interface avec l'utilisateur. En effet les outils que l'utilisateur a à sa disposition sont spécifiques à la tâche à accomplir, c'est-à-dire un volant, des pédales etc. Ainsi l'expérience de la conduite dans une vraie automobile est reconstituée de la façon la plus fidèle possible. Il est aussi toujours possible d'enregistrer les données de l'examen de conduite afin d'évaluer la progression dans un contexte d'entraînement à des fins de réadaptation. Un simulateur peut aussi être utilisé pour traiter la phobie de la conduite.

3.6.4- Réadaptation après AVC

Un système de réalité virtuelle a de nombreux avantages pour réaliser ce genre de réadaptation. Il permet, entre autres, de fournir un feedback haptique si nécessaire. Le fait d'utiliser ce feedback ajoute à l'expérience normalement purement visuelle de la réalité virtuelle. Cependant, comme il n'existe pas vraiment de dispositif permettant de fournir un feedback haptique pour tout le corps, les applications sont habituellement restreintes soit sur le haut du corps, soit sur le bas du corps. Ce genre de système ne s'applique pas

simplement aux cas de personnes ayant subi un AVC, il peut aussi servir à traiter et diagnostiquer d'autres maladies neurologiques telles que l'apraxie ou la maladie de Parkinson.

Une des fonctions les plus difficiles à récupérer après un AVC est l'utilisation des membres supérieurs. Les mains en particulier en raison de la grande dextérité dont elles sont capables. Plusieurs applications utilisant des ordinateurs ou un environnement virtuel ont été développées pour la réadaptation. Ceci est dû au fait que de nombreuses interfaces sont déjà disponibles et répandues (clavier, souris, manettes, gant instrumenté, etc.). Aussi, comme de nombreuses tâches de la vie de tous les jours demandent l'usage des mains, il est important de rétablir la plus grande partie possible de leur fonctionnalité. Il est possible d'intégrer plusieurs éléments dans un système de réalité virtuelle pour la réadaptation. Compte tenu des limitations d'un tel système et de la pertinence de différents éléments qu'il est possible d'inclure, voici des points importants à inclure dans de tels systèmes (Prisco, 1998):

- Affichage de l'environnement virtuel de façon immersive. Le sujet est donc isolé des éléments distrayants externes. L'emploi d'un casque de réalité virtuelle (HMD) et d'écouteurs permettent de fournir une vision stéréo et une audition spatialisée.
- Étude du mouvement du membre supérieur atteint, ainsi que l'application de force pour donner un feedback haptique au sujet.
- Utilisation de modèles physiques réalistes et élaboration de comportements artificiels qui ne peuvent être obtenus dans la réalité (microgravité, évolution dans un fluide visqueux, poids variable...).
- Utilisation d'effets spéciaux auditifs et visuels pour ajouter au réalisme et ainsi aider le sujet à accomplir la tâche.
- Feedback de l'information sur la kinesthésie du bras. Ainsi le sujet peut réguler consciemment le mouvement de son bras.

En suivant ces règles, Prisco et ses collègues ont élaboré plusieurs scénarios qui reproduisent des situations de la vie de tous les jours (dans la cuisine):

- Prendre un briquet, le mettre sur un rond de la cuisinière spécifique et l'allumer
- Prendre une bouilloire et la mettre dessus
- Pointer une balle flottante. La balle se met alors à se déplacer en spirale, le patient doit continuellement pointer la balle.
- Un faisceau lumineux placé de façon à ce qu'il soit dirigé par le regard du sujet. Il doit alors diriger ce faisceau lumineux de façon séquentielle vers des numéros.

Il est possible de faire plusieurs scénarios avec la réalité virtuelle. Les limitations physiques y étant moindres que dans la réalité, les possibilités sont infinies. Tout le travail consiste à trouver et à identifier les scénarios les plus efficaces pour une application dans la réalité. Il y a aussi un coût de développement assez élevé en temps et en argent qui limite les applications possibles. Il faut donc bien réfléchir sur les scénarios possibles avant de les développer.

Les scénarios dans une cuisine virtuelle sont basés sur la prémisse qu'une simulation se rapprochant le plus possible de la réalité permettra le meilleur transfert vers des tâches réelles. Cependant, les bénéfices n'y sont pas focalisés vers une partie spécifique des fonctions à rétablir. Certains autres projets ont tenté de focaliser davantage sur certaines fonctions physiques, ce qui permet de mieux suivre la progression du sujet et d'augmenter de façon plus pertinente la difficulté de la tâche. C'est une telle approche qui est utilisée par Burdea et al (2000) pour leur système de télé-réadaptation. Les scénarios élaborés ont pour but d'augmenter la force des doigts et leur amplitude de mouvement. Ces scénarios sont des scénarios mettant en scène une boule de pâte à modeler virtuelle ainsi qu'un instrument semblable à celui utilisé par les guitaristes pour renforcer leurs doigts. Mais ils ont quand même élaboré des scénarios permettant une réadaptation fonctionnelle (un scénario de lancer de balle et un autre de bâton à enfoncer dans des trous). En combinant ces différents scénarios, il est possible de travailler sur les capacités physiques et fonctionnelles de la main. De plus, un PC ordinaire suffit et les données sont rendues disponibles sur Internet. Les patients peuvent donc effectuer leur programme de réadaptation chez eux et les professionnels de la réadaptation peuvent suivre leur progression à distance et corriger leur

programme d'entraînement. Bien que la plupart des dispositifs haptiques utilisent la main ou les bras, il en existe aussi pour les jambes et les pieds. Les mains sont plus souvent utilisées pour interagir avec un environnement virtuel parce qu'elles possèdent plus de dextérité. Cependant, les pieds sont aussi utilisés dans plusieurs tâches de la vie quotidienne, comme la conduite automobile ou le vélo. Ils sont aussi utilisés pour d'autres activités moins courantes, mais que certaines personnes font couramment durant leurs loisirs, comme jouer de la batterie, jouer au soccer ou faire du patin.

Les interfaces utilisant les pieds varient du simple marqueur de positionnement placé sur le pied, à un tapis roulant ou un dispositif robotisé. Le « Sarcos Bippot » et le « Sarcos Treadport » de Hollerbach et Cristensen (2000), le « Torus Treadmill » et le « Gaitmaster » de Iwata (2001), le « ATR-GSS » de Miyasato (2000) et le « Rutgers Ankle » développé par Girone et al (2000, 2001) sont des exemples de telles interfaces. Cette dernière application est une petite plate-forme à air de Stewart attachée au pied d'une personne. Elle a été utilisée pour diagnostiquer des entorses à la cheville et pour la réhabilitation de la cheville chez des patients ayant des blessures musculo-squelettiques (Deutsch 2001a, 2001b). Deux exercices ont été développés par Boian et al (2003). Ces deux exercices fournissent le même genre de thérapie, mais les deux environnements virtuels sont différents afin d'éviter la monotonie. Le premier exercice consiste à faire voler un avion à travers des cerceaux placés de façon équidistante et ayant un placement vertical prédéterminé l'un par rapport à l'autre (N, NE, E, SE, S, SO, O, NO). Le thérapeute peut déterminer l'emplacement vertical des anneaux selon le genre de mouvement requis par le processus de réadaptation. L'orientation de l'avion est liée à l'orientation de la plate-forme de Stewart. L'orientation de l'avion est obtenue comme un facteur du déplacement maximal entre 2 cerceaux et le déplacement maximal dont le sujet est capable. Ainsi, peu importe la capacité du sujet, il peut réussir la tâche puisque les mouvements de l'avion sont inversement proportionnels à ses capacités. Donc plus la cheville du sujet est atteinte et son mouvement limité, moins grand est le mouvement nécessaire à accomplir la tâche. De plus, il est aussi possible de changer les conditions atmosphériques comme ajouter du brouillard,

de la pluie ou du vent. Durant une tempête, des éclairs et du tonnerre sont ajoutés afin de rendre l'expérience plus réaliste. Pour rendre la tâche plus motivante et réaliste (lorsque le patient est assez avancé) des turbulences et des secousses ont aussi été ajoutées. Elle peut varier de beau temps à une tempête, dans les limites de confort et de sécurité. Les secousses consistent en l'application d'une force dans la direction opposée d'une collision, avec un retour à la position initiale. Ces secousses ont pour but de représenter une collision avec un anneau. L'autre scénario est semblable, mais le véhicule est un bateau à la place de l'avion. La seule différence est que le sujet doit garder le bateau sur l'eau en tout temps, alors qu'en avion il pouvait prendre le chemin qu'il voulait. Cette restriction supplémentaire ajoute un peu de difficulté à la tâche. Les résultats préliminaires montrent que les effets haptiques n'interfèrent pas avec la capacité du patient à utiliser la plate-forme. Les patients ont amélioré la force de certains groupes de muscles de leur cheville. Ceci est dû au fait qu'ils devaient combattre l'effet des turbulences afin d'effectuer le mouvement désiré. Cependant, il n'a pas été déterminé si les secousses avaient un effet bénéfique pour les sujets. De plus, des données préliminaires sur l'analyse de la marche et la montée d'escalier démontrent un transfert des bénéfices vers d'autres tâches quotidiennes.

3.6.5- Évaluation des capacités visuo-spatiales

Un environnement virtuel est tout indiqué pour évaluer les habiletés visuo-spatiales telles que la perception de la profondeur et la rotation mentale. Un projet étudiant, plus spécifiquement la rotation mentale, a été réalisé à l'University of Southern California (Rizzo, 1998; McGee, 2000). Ils ont trouvé plusieurs faits intéressants, tels que peu d'effets secondaires, une relation forte avec des tests standard et une absence de l'effet du sexe du sujet (contrairement aux tests sur papier). Ils ont aussi observé une amélioration due à l'entraînement et un transfert significatif de cet entraînement pour les sujets ayant moins bien performé dans les tests sur papier.

3.6.6- Entraînement pour l'héminégligence

Ces personnes ne tiennent pas compte de l'information ou manquent d'attention pour les stimuli localisés d'un côté de leur espace personnel, habituellement leur côté gauche. Ce n'est pas un problème visuel, mais une atteinte du fonctionnement intégré de l'attention et de la vision. Des signes classiques sont par exemple: se peigner les cheveux d'un seul côté de la tête, écrire seulement du côté non-affecté de la feuille ou manger seulement un côté d'une assiette, croyant que l'autre moitié est vide. Il est particulièrement difficile de quantifier le degré d'héminégligence avec des tests papier et crayon qui sont actuellement en usage. De plus, ces tests demandent un type d'attention différent de celui utilisé dans la vie de tous les jours. Un système de RV offrant un monde cohérent utilisant les sens du toucher, de la vue et de l'ouïe est un excellent moyen d'évaluer cette condition dans des conditions se rapprochant davantage de la réalité. Un système, développé par Baheux (2003) qui met en scène une situation de tous les jours, à savoir : de prendre un sushi d'un plateau rotatif (cette application est bien entendu culturelle, mais il est facilement envisageable d'élaborer un scénario adapté à la culture occidentale, comme par exemple prendre un pot d'épice d'un plateau à épice rotatif). L'approche utilisée est de créer un monde cohérent et semblable à la réalité qui utilise la vision, le toucher et l'ouïe. L'intégration de plusieurs sens est importante afin de s'assurer que les résultats obtenus sont transférables à des situations réelles. De plus, l'ouïe peut être utilisée afin d'aider la personne à accomplir les tâches demandées. Il est aussi possible de manipuler l'image qui est vue par le sujet afin de l'aider à accomplir la tâche. Ainsi, en limitant l'affichage au côté négligé du patient, il est possible de le forcer à porter attention à cette partie de l'espace. En effet, lorsque l'on présente deux objets identiques, l'un dans l'espace négligé et l'autre dans l'espace dominant, le cerveau ignore celui se trouvant dans l'espace négligé (cette information étant considérée comme secondaire). Cependant, en présentant seulement l'objet dans l'espace négligé, le cerveau prendra maintenant en compte cet objet qui était précédemment négligé quand il était en « compétition » avec l'autre objet. Le système

permet aussi d'aider la personne à accomplir la tâche grâce à l'interface haptique. Il est donc possible de faire en sorte que les sushis agissent de façon similaire à un aimant par rapport aux baguettes. Donc quand le sujet est assez près de la cible, on amène sa baguette vers la cible. Ainsi, l'exécution de la tâche n'est pas limitée par les capacités physiques du sujet. On peut ainsi se concentrer sur l'évaluation des capacités à percevoir l'espace du sujet. Les développeurs ont élaboré trois scénarios. Dans le premier, un sushi est montré à l'écran. Ensuite, le plateau est tourné et le sujet doit prendre le sushi dès qu'il le voit. Dépendamment de la direction de rotation du plateau, le sushi entrera dans le champ d'intérêt du sujet à différents moments. Donc en étudiant différents paramètres comme le moment où le sushi est aperçu, la qualité et la vitesse du mouvement peuvent être utilisées pour évaluer le sujet. Dans un deuxième scénario, le sujet doit prendre tous les sushis d'une main et les apporter à l'autre main. Ce scénario sert à évaluer la perception d'espace personnel des sujets. Dans le dernier scénario, on présente 3 sushis au patient. En analysant l'endroit où le sujet regarde, on détermine de quel côté le sujet porte le plus d'attention et on fixe la cible comme étant le sushi opposé. Ce scénario sert à faire réaliser au sujet son handicap, ce qui est essentiel si on veut qu'il y travaille.

3.6.7- Aide visuelle

Une des composantes principales d'un système de RV est la composante visuelle. Cependant, l'information visuelle n'est qu'une représentation de l'espace virtuel. À partir de cette représentation, il est aussi possible d'obtenir des informations auditives ou haptiques en plus de l'information visuelle. Ainsi des applications étonnantes peuvent être développées, comme un système pour l'entraînement de personnes aveugles. Il peut sembler paradoxal d'utiliser un système dont l'une des fonctions principales est de fournir une représentation visuelle pour de tels entraînements, mais le raffinement des interfaces haptiques le permet. Ces entraînements peuvent aider les personnes aveugles à mieux comprendre leur environnement et les objets 3D. Par exemple, un système de simulation de canne blanche et un système de manipulation d'objets virtuels ont été développés par

Tzovaras et al. (2004). Ces systèmes utilisent un gant instrumenté CyberGlove, un exosquelette haptique CyberGrasp et un système de positionnement MotionStar. Pour manipuler des objets virtuels, on applique une force sur le doigt lorsqu'il est situé à moins de 0,5 cm d'un objet. La force est ensuite augmentée lorsque le doigt se rapproche. En ce qui concerne la simulation de canne blanche, on la simule en supposant que la canne serait en quelque sorte l'extension de l'index. Ainsi, lorsque la canne touche le sol, on applique une force à l'index; lorsque la canne touche un objet à la droite du sujet, on applique une force sur le pouce; finalement lorsque la canne touche un objet à la gauche, on applique une force sur le majeur l'auriculaire et l'annulaire. Aussi, différents types de forces sont appliqués si la canne touche un objet ou si elle y pénètre. Ainsi, si la canne pénètre dans un objet, le sujet peut réagir correctement. Pour tester le système, il était demandé aux sujets d'accomplir une tâche dans un environnement virtuel. Cette tâche consistait à se rendre à une intersection, trouver le feu de circulation, attendre le signal sonore approprié pour traverser et ensuite traverser la rue jusqu'à l'autre trottoir. La majorité des sujets étudiés ont réussi à passer à travers l'entraînement avec un minimum d'explications, peu importe s'ils étaient aveugles depuis la naissance ou s'ils sont devenus aveugles à un âge plus avancé.

4- Bases scientifiques du projet

Nous aborderons ici la maladie de Parkinson à partir d'une revue de littérature pour en connaître plus sur ses causes, son étiologie et ses manifestations. Nous allons aussi étudier le lien qui existe entre le mouvement et la marche.

4.1- Historique de la maladie de Parkinson

James Parkinson a été le premier à décrire formellement les symptômes de la maladie qui allait porter son nom. Dans son ouvrage de 1817, il effectue une évaluation précise des caractéristiques cliniques de la maladie. Bien que les connaissances sur le fonctionnement de la maladie aient grandement évolué depuis ce temps, Parkinson avait originalement supposé que la maladie était causée par un déficit au niveau de la zone médullaire, cette description clinique faite par Parkinson n'a pas beaucoup changé par la suite. Il n'avait cependant pas observé plusieurs symptômes et signes associés à la maladie tels la rigidité, la démence, les lacunes sensorielles, etc. Bien que quelques peintures et écrits décrivent des manifestations semblables à la maladie de Parkinson, il est légitime de se demander si la maladie de Parkinson ne serait pas une conséquence du développement industriel. Certains facteurs de risques liés à l'industrialisation ont en effet été trouvés, mais ils n'expliquent pas tous les aspects de cette maladie.

La maladie de Parkinson est le premier exemple d'une maladie du cerveau ayant été associée à la déficience d'un unique neurotransmetteur. En effet, dans les années 60, il a été démontré que la maladie était principalement causée par la dégénérescence des neurones dopaminergiques de la substance noire. Il a ensuite été trouvé par Birkmayer et Hornykiewicz (1962) que l'administration de L-DOPA (un précurseur de la dopamine) pouvait atténuer considérablement, bien que brièvement, les symptômes. Il a ensuite été montré qu'une augmentation progressive de la dose pouvait donner des bénéfices significatifs à plus long terme. L'enthousiasme occasionné par cette découverte a vite diminué. En effet, les effets bénéfiques du L-DOPA ne sont habituellement plus présents après 5 ans et plusieurs effets secondaires problématiques sont présents, notamment nausées, hypotension orthostatique, fluctuations de la réponse motrice et dyskinésie. La

découverte d'inhibiteurs dopa-décarboxylase périphériques (carbidopa et benserazide) a augmenté l'efficacité des traitements et en a diminué les effets secondaires (Bartholini, 1968). Durant les années 70, la majorité des efforts de traitement de la maladie ont été dirigés vers l'optimisation de la thérapie pharmacologique afin de contrôler les symptômes et de minimiser les effets secondaires. Ensuite, dans les années 80 et 90, des avancées importantes sur les mécanismes de la maladie ont été réalisées suite à la découverte d'une association entre le MPTP (1-méthyl-4-phenyl-1,2,3,6-tetrahydropyridine) et la maladie de Parkinson (Langston, 1983). Cette substance avait contaminé un stock de drogue en Californie et les utilisateurs avaient développé la maladie de Parkinson. Suite à cette découverte, il fut possible d'induire la maladie chez des primates, ce qui a permis de développer de nouvelles hypothèses sur les causes, la pathogénie, la prévention et le traitement de la maladie.

4.2- Anatomie fonctionnelle

Le système extrapyramidal est composé du striatum (putamen, noyau caudé), du globus pallidus (GP), de la substance noire (SN), du noyau sous-thalamique (NST) et du thalamus (Albin, 1989). Il est possible de voir la position de ces régions dans le cerveau dans la Figure 2.

Le problème biochimique principal de la maladie de Parkinson est la perte de dopamine dans le striatum, qui résulte d'une dégénérescence des cellules productrices de dopamine de la substance noire (Berheimer, 1973). L'équilibre des neurotransmetteurs étant changés (particulièrement entre l'acétylcholine et la dopamine), ce qui provoque les symptômes cliniques.

Bien que de nombreux circuits parallèles soient présents dans le système extrapyramidal, deux voies sont prédominantes. Dans la première boucle, le striatum est interconnecté à des neurones du globus pallidus externa qui a des projections vers le noyau sous-thalamique. Cette partie de la boucle utilise l'acide gamma-aminobutyrique (GABA),

un neurotransmetteur inhibiteur. Cependant, les noyaux sous-thalamiques fournissent une entrée excitatrice par l'intermédiaire du segment interne du globus pallidus. Dans la seconde boucle, le putamen qui reçoit des afférences de la substance noire. Les neurones efférents sont ensuite connectés au globus pallidus interne et projeté au thalamus et finalement aux aires corticales motrices et pré-motrices (Figure 2). Les flèches rouges sont des connections excitatrices et les flèches noires représentent des connections inhibitrices.

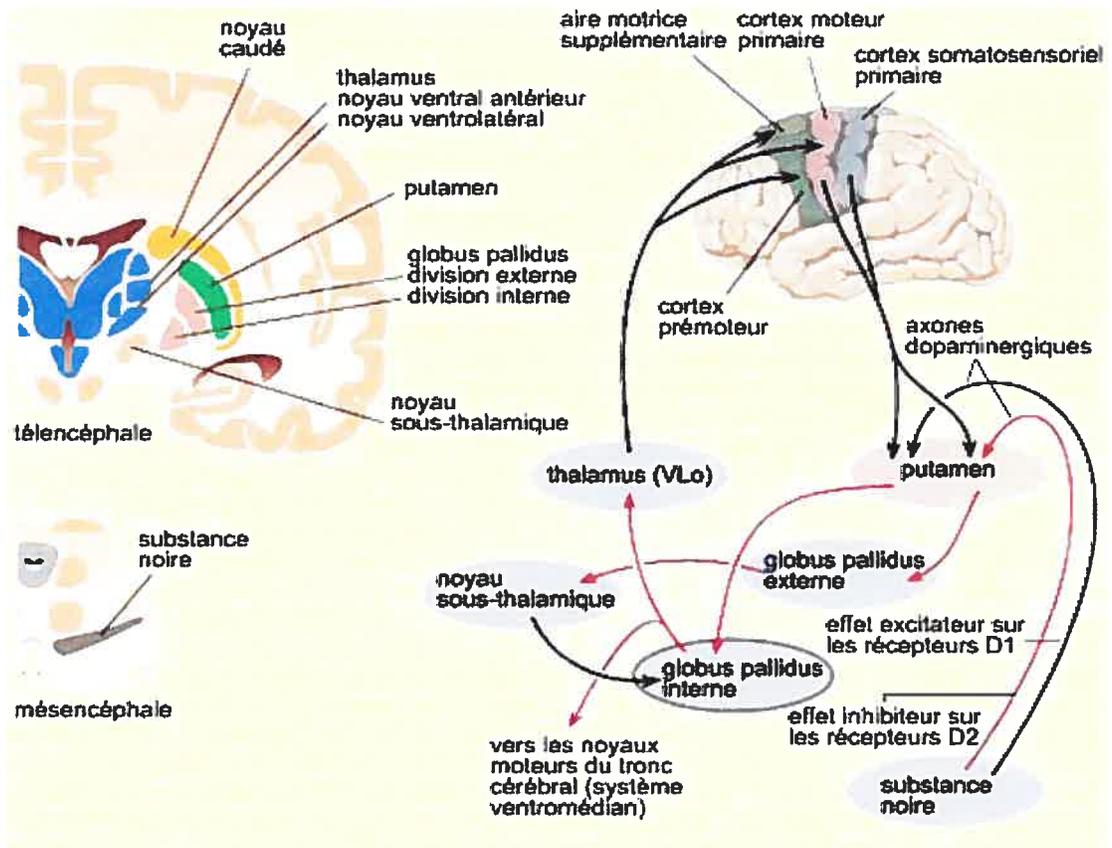


Figure 2 : Structures et projections des noyaux gris centraux.

L'aire motrice supplémentaire et le cortex pré-moteur sont responsables de l'apprentissage de séquences de mouvements. Toutefois, les patients ont des déficits dans l'exécution de séquences de mouvements, même les plus simples. Par exemple, tendre la

main et prendre un objet, (Agostino, 1992) ou encore la coordination de différents mouvements durant des tâches de manipulation ou de pointage sont affectés (Poizner, 1998, 2000).

En considérant le sens des interactions entre les différentes structures de cette boucle, on en arrive à comprendre globalement comment elles fonctionnent. On sait par exemple qu'au repos, les neurones du globus pallidus sont spontanément actifs et exercent par conséquent une inhibition sur le VLo du thalamus. Or, quand survient une activation de la boucle en provenance du cortex, les neurones du putamen sont activés et inhibent subséquemment ceux du globus pallidus. Ces derniers, étant tout à coup moins actifs, libèrent les cellules du VLo de leur inhibition pallidale. L'activation du VLo qui en résulte a pour effet de faciliter l'activité de l'AMS. Cette boucle en est donc une de rétroaction positive susceptible de focaliser des informations issues de larges régions corticales sur l'aire motrice supplémentaire. On peut alors imaginer que le signal déclenchant éventuellement l'exécution du mouvement volontaire se produit lorsque l'activation de l'aire motrice supplémentaire atteint un certain seuil sous l'influence de cette boucle. (<http://www.lecerveau.mcgill.ca/>)

Les récepteurs de dopamine sont divisés en sous-types D1, D2 et D3. De ces trois sous-types, deux sont présents dans le striatum : D1 et D2. Pour sa part, D3 ressemble à D2, mais semble se retrouver loin du striatum. Le rôle de ce dernier récepteur est peu connu. Les récepteurs D1 sont les plus nombreux et sont situés sur les neurones qui donnent lieu à la voie directe, qui facilite le mouvement. Les récepteurs D2 quant à eux sont sur les neurones du striatum qui donnent lieu à la voie indirecte qui inhibe le mouvement.

4.3- Manifestations clinique hétérogène

Bien que les changements pathologiques de la maladie semblent être relativement uniformes, l'âge du début de la maladie, la vitesse de progression de la maladie et les manifestations cliniques sont hautement variables. Les différents cas de maladie de

Parkinson peuvent être classés dans différentes catégories, bien que les limites entre les différents types peuvent être parfois flous et que certains cas pourraient être classés dans l'une ou dans l'autre, certaines tendances peuvent être observées.

4.3.1- Maladie de Parkinson se manifestant à un jeune âge

Le fait que certaines personnes développent la maladie à un jeune âge (avant 40 ans) a contribué à réfuter l'hypothèse selon laquelle la maladie de Parkinson est simplement liée à l'âge. Les patients atteints de la maladie de Parkinson à un jeune âge ont tendance à avoir davantage de dystonie, et ce, plus tôt dans la progression de la maladie (Kostic, 1991). Bien que ces patients soient plus sujets à avoir des dyskinésies, la maladie semblerait se développer moins rapidement chez eux (Goetz, 1988) comparativement aux autres sujets atteints de la maladie de Parkinson. Malgré ces différences dans la progression et les manifestations de la maladie, la neuropathologie de ces patients ne diffère pas de celle de patients qui ont développé la maladie à un âge plus avancé.

4.3.2- Tremblements versus instabilité/troubles de la démarche

Les différents symptômes présentés par différents patients suggèrent qu'il pourrait exister différents sous-types de Parkinson. Certains proposent un sous-groupe dont le symptôme dominant est les tremblements et un autre sous-groupe dont le symptôme principal est les troubles de démarche. La réponse aux traitements médicamenteux varie aussi d'un sous-groupe à un autre. Cependant, les deux sous-groupes ne sont pas clairement séparés. Certains chercheurs soutiennent même que ces sous-groupes ne sont pas le reflet de la réalité puisqu'il a été observé que tous les patients dont la pathologie a confirmé qu'ils étaient atteints de la maladie de Parkinson ont eu des tremblements au repos à un moment ou à un autre de leur maladie (Rajput, 1991).

4.3.3- Parkinson malin vs bénin

La vitesse de progression de la maladie varie énormément d'un individu à un autre,

ainsi que le niveau d'incapacité fonctionnelle. Certains patients seront minimalement affectés par la maladie, alors que d'autres seront grandement affectés après quelques années. Les patients du groupe bénin (qui sont minimalement atteints) ont plus de chance d'avoir eu leur maladie à un plus jeune âge (Jankovic, 1991a). Le groupe bénin se démarque par une maladie de Parkinson dominée par les tremblements et une maladie non-progressive et de longue durée. D'autres facteurs pourraient différencier ces deux sous-types, tels que la réaction aux médicaments, les incapacités cognitives, les facteurs génétiques, et même la pathologie.

4.4- Mouvement et la maladie de Parkinson

La maladie de Parkinson se manifeste par un déficit dans l'initiation du mouvement (akinésie) et par une réduction de l'amplitude et de la vitesse du mouvement volontaire. Ces symptômes sont habituellement accompagnés de tremblements et de rigidité musculaire, c'est-à-dire une résistance accrue aux déplacements passifs. Les tremblements ne se développent pas chez 15% des malades durant toute la durée de la maladie. Les tremblements débutent souvent unilatéralement, augmentent avec le stress et disparaissent durant le sommeil. La rigidité quant à elle est souvent proportionnelle à la vitesse du mouvement et est probablement due à un excès d'input supraspinal vers les structures spinales intactes (Lance, 1980). Les patients ont aussi du mal à effectuer des mouvements en l'absence d'un feedback visuel. C'est pourquoi nous pensons que la vision pourrait avoir une importance plus grande chez les sujets atteints de la maladie de Parkinson par rapport aux sujets sains, de là l'intérêt du projet exposé dans ce mémoire qui permet d'étudier plus en détail certains aspects du rôle de la vision sur les mouvements entrepris. Une autre manifestation prééminente de la maladie est une démarche à petits pas ainsi qu'une posture courbée vers l'avant et un équilibre déficient. Selon le modèle dominant de la maladie ces symptômes sont dus à un déséquilibre spécifique au niveau du circuit moteur entre les régions thalamiques-corticales et les noyaux gris centraux. Les comportements moteurs normaux dépendent d'un équilibre entre les voies directes et indirectes provenant du

striatum vers le globus pallidus. En simplifiant, on peut dire que les maladies hypokinétiques telles que la maladie de Parkinson sont causées par une activité trop grande de la voie indirecte (Kandel, 2000).

La rigidité est en partie responsable de la lenteur du mouvement observé à certains stades de la maladie de Parkinson. Cette lenteur serait plutôt causée par une déficience au niveau de la remémoration du programme moteur. Certains patients atteints de la maladie de Parkinson souffrent d'une certaine forme d'akinésie, qui se manifeste par un délai dans l'initiation du mouvement : les patients sont « gelés » et ne peuvent amorcer le mouvement. Ils peuvent aussi se retrouver « gelés » lorsqu'ils sont en train de tourner ou en train de passer par une porte (Jankovic, 1991b). C'est surtout ce symptôme de la maladie que nous allons étudier dans ce projet. Nous utiliserons le terme « enrayage cinétique » pour désigner cette difficulté à initier un mouvement. Cette difficulté à initier le mouvement et d'autres problèmes de la démarche sont surtout présents chez ceux qui ont une maladie de Parkinson vasculaire (vascular Parkinsonism). D'autres symptômes du Parkinson pourraient résulter d'une lacune semblable à extraire les programme moteurs : le piétinement, la difficulté à exécuter plusieurs tâches simultanées ou la difficulté à effectuer des séquences de mouvements. Plusieurs ont démontré qu'avec l'aide de repères sonores ou visuels, le déficit s'amointrit, ce qui voudrait dire que le programme moteur serait intact, mais la capacité à y accéder efficacement serait affectée (FitzGerald, 1989).

La plupart de la recherche se fait présentement à l'aide du modèle animal de la maladie de Parkinson. Il a en effet été observé que des dépendants à la drogue ayant été exposés au MPTP développent une forme sévère de parkinsonisme. Il a ensuite été démontré qu'il était possible d'obtenir un modèle animal de la maladie en administrant du MPTP à des primates. Ces études utilisant un modèle animal ont permis d'établir les mécanismes physiologiques impliqués dans la maladie de Parkinson. Selon ce modèle, la perte des entrées dopaminergiques en provenance de la substance noire vers le striatum amène une augmentation de l'activité de la voie indirecte et une diminution de l'activité de la voie directe puisque la dopamine a un effet différent sur chacune de ces voies en raison

des récepteurs spécifiques D1 et D2. Ces deux modifications des voies directes et indirectes amènent une augmentation de l'activité dans la région pallidale, ce qui entraîne une augmentation de l'inhibition des neurones thalamocorticaux et du cerveau moyen. Cette augmentation de l'inhibition de ces régions du cerveau occasionnerait les manifestations hypokinétiques de la maladie de Parkinson. L'interprétation des autres signes (tremblements, rigidité) est plus difficile et fait intervenir probablement l'atteinte d'autres voies. La rigidité et les tremblements ne sont pas causés par une perte de fonctionnalité des noyaux gris centraux. Ces symptômes seraient plutôt dus à l'activité excessive et anormale des structures intactes qui résulte de l'activité insuffisante de la substance noire. Récemment, certains chercheurs remettent cependant ce modèle en question.

Selon le modèle proposé par Nambu et al. (2002), il n'y a pas nécessairement de séparation entre la voie directe (cortex - noyau subthalamique, NST - globus pallidus interne, GPi) et la voie indirecte (cortex - striatum - globus pallidus externe - NST - GPi) une autre voie, la voie hyperdirecte, jouerait un rôle important (cortico_sous-thalamo_pallidale). Des résultats expérimentaux récents semblent confirmer ce modèle. La voie hyperdirecte entrerait en jeu quand un mouvement volontaire est initié par des mécanismes corticaux. Dans un premier temps, cette voie hyperdirecte inhibe de grandes régions du thalamus et du cortex cérébral qui ont trait aux programmes moteurs sélectionnés et à d'autres programme moteurs concurrents. Ensuite, un signal de la voie directe désinhibe leur cible et activent donc le programme moteur sélectionné. Finalement, un dernier signal passant probablement par la voie indirecte inhibe grandement sa cible. Par cette succession de signaux, seulement le programme moteur approprié est sélectionné, exécuté et achevé selon le timing adéquat, les programmes concurrents sont de plus inhibés (Nambu, 2002; Gerfen, 2000). Aucun modèle ne peut représenter la complexité des interconnexions du cerveau et la richesse de ses fonctionnalités. Toutefois un modèle pour demeurer utile doit être simple, sinon il n'aide pas à comprendre quoi que ce soit. Il faut donc qu'il tente de décrire le comportement visé de la façon la plus complète possible, tout

en permettant au plus grand nombre de personnes possible à comprendre les mécanismes qu'il modélise.

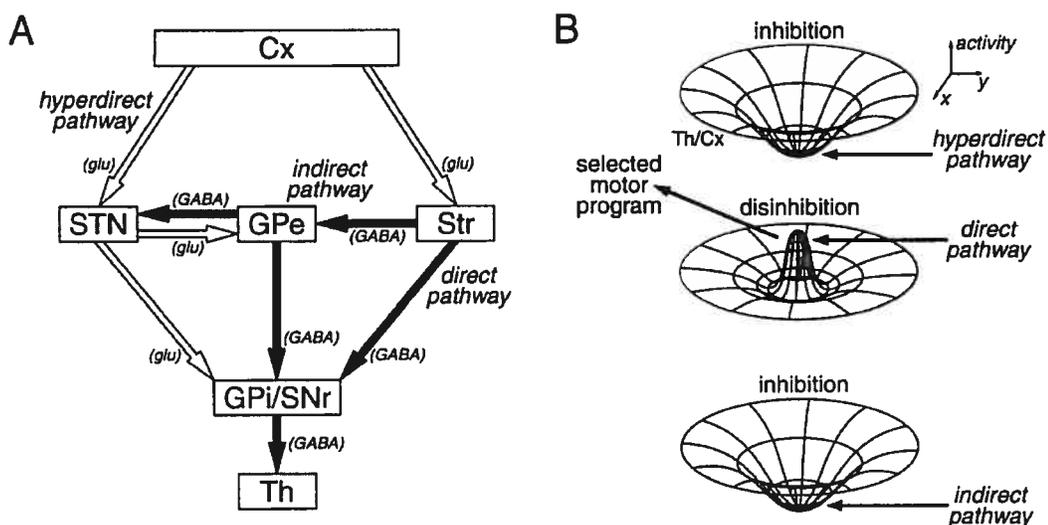


Figure 3 : Modèle de la voie directe, indirecte et hyperdirecte (Nambu, 2002)

En ce qui concerne la démarche, les patients avec une maladie à un état avancé font de plus petits pas. La hauteur des pas est réduite jusqu'à être glissés dans certains cas. Cela prend aussi plus de pas pour tourner et pour changer de direction.

4.5- La maladie de Parkinson et la dépression

La dépression est souvent associée à la maladie de Parkinson. Étant donné que cet état d'esprit peut affecter la performance du sujet, nous tenterons d'éviter que les sujets soient dépressifs. En effet, la motivation joue un rôle important dans la performance. Un sujet dépressif ne sera pas motivé à accomplir la tâche, donc ses résultats ne seront probablement pas valides. De plus, les résultats peuvent varier grandement en rapport avec l'humeur du sujet qui sera très variable à cause de son état dépressif. Nous allons donc nous assurer que les sujets ne souffrent pas de dépression ou qu'ils sont convenablement traités pour faire face à cette dépression de façon à diminuer le plus possible ces symptômes.

4.6- Traitement de la maladie

Malgré les nombreuses avancées dans le traitement de la maladie de Parkinson, le levodopa demeure le médicament antiparkinsonien le plus efficace. Le levodopa est métabolisé en dopamine en périphérie et par le cerveau. La dopamine qui est métabolisée en périphérie est responsable de certains des effets secondaires comme les nausées et l'hypotension orthostatique. À cause du métabolisme périphérique rapide, seulement 1% de la dose totale se rend au striatum. Les effets secondaires à long terme, tels que les dyskinésies, la dystonie et la myoclonie apparaissent chez 50% des patients après 5 ans d'utilisation et chez 70% des patients après 10 ans de traitements (Jankovic, 1988). Retarder l'utilisation du levodopa pourrait permettre aux patients de fonctionner plus longtemps sans développer de dyskinésies, qui sont souvent dérangeantes et même parfois douloureuses. Quand les patients commencent à prendre du levodopa, des améliorations substantielles et durables sont observées, l'effet demeurant même quelques jours après l'arrêt de la prise de médicaments. Au début, une atténuation prévisible survient et ensuite un phénomène de fluctuation apparaît (la réponse on/off). Sinemet CR, une forme de levodopa/carbidopa qui est relâchée de façon contrôlée, atténue ces fluctuations (Cedarbaum, 1989). Il existe aussi les agonistes de dopamines. Ils agissent en activant les récepteurs D1 et D2.

Une autre catégorie de médicaments est la thérapie neuroprotectrice. Cette approche est orientée vers la protection des cellules nerveuses existantes afin de ralentir la dégénération. Bien que les mécanismes précis qui sont responsables de la maladie de Parkinson sont toujours inconnus, l'importance potentielle de l'oxydation a permis le développement de produits antioxydants (Olanow, 1990). Un exemple de ces médicaments, qui est utilisé depuis longtemps, mais dont le plein potentiel a seulement été découvert à la fin des années 80, est le Deprenyl. En plus d'améliorer les symptômes de la maladie, le Deprenyl contribuerait à ralentir la progression de la maladie grâce à son effet antioxydant (Parkinson Study Group, 1989).

4.7- Vision et la maladie de Parkinson

La vision est un élément primordial dans notre perception de l'environnement dans lequel nous évoluons. Comme les environnements virtuels ne font pas exception à cette règle, il est important de discuter de cet aspect qui est en rapport avec le projet. Les humains sont particulièrement dépendants de leur vision pour accomplir différentes tâches. Ce qui fait que la vision joue un rôle disproportionné dans nos tâches journalières. À cet égard, nous n'avons qu'à penser à quel point nous sommes pris au dépourvu lorsque nous ne pouvons voir notre environnement. Les habiletés visuospatiales sont très complexes et demandent une intégration des structures occipitales, pariétales et frontales ainsi que la participation de structures sous corticales. Les lésions découlant de la maladie de Parkinson affectent surtout les structures sous corticales et frontales. Dans le cadre de ce projet, les fonctions visuelles de haut niveau seront étudiées. Cependant, la maladie de Parkinson affecte les capacités visuospatiales de plus bas niveau, il faudra garder cela en tête lors de l'analyse des données et de la sélection des participants. En effet, il est inévitable que les tâches observées seront inévitablement influencées par les déficiences visuospatiales. Nous n'avons néanmoins pas la capacité à évaluer de façon exhaustive tous nos sujets étant donné les ressources limitées allouées à notre projet. Il est néanmoins important de garder en tête ces contraintes au moment d'analyser les résultats. Nous discuterons donc des différents effets de la maladie de Parkinson sur les capacités visuospatiales.

La partie sensorielle de la vision n'est sensiblement pas affectée chez les gens atteints de la maladie de Parkinson. C'est-à-dire que l'acuité visuelle, la vision des couleurs et la perception de la profondeur est la même que chez les sujets sains du même groupe d'âge. Seule la sensibilité aux contrastes est légèrement affectée par la maladie. En ce qui concerne la latence de la réponse des cellules de la rétine, une électromyographie indique un léger délai à ce niveau (Jaffe, 1987). Cependant, certaines études ont observé certains déficits au niveau de la résolution visuelle (Jones, 1995), mais ces déficits ne sont pas aussi importants que les autres aspects de la vision, tels la perception statique ou dynamique.

Bien que la partie sensorielle de la vision soit relativement peu affectée, des aspects de la perception visuelle sont endommagés par la maladie. La perception visuelle peut être divisée en deux parties : la capacité à analyser un nouveau stimuli et la capacité à identifier un stimuli familier. La partie reconnaissance d'un stimulus familier demeure intacte chez les gens atteints de la maladie de Parkinson qui ne souffrent pas de démence. Cependant, la capacité à analyser des patterns est affectée. Cela a été démontré par Boller et al. (1984) lorsqu'ils ont évalué différents aspects de ces facultés visuelles chez des parkinsoniens avec un QI normal. Ils ont en effet trouvé des déficits au niveau de l'association de patterns et de la détection de l'orientation de lignes. Plusieurs autres études (Goldenberg, 1986; Girotti, 1988) ont démontré une capacité réduite des patients atteints de la maladie de Parkinson à réussir un test sur l'orientation de lignes, sauf chez les patients dont la maladie était à un stade peu avancé (Levin, 1989, 1990). Plusieurs autres capacités d'analyse visuelles sont touchées chez les patients atteints de la maladie de Parkinson. Cependant, ce sont surtout des fonctions complexes qui sont affectées, comme par exemple, la perception de la position spatiale ou la perception de la constance de la forme et de la grosseur d'objets (Villardia, 1982). Dernier exemple de ce genre de déficit, il a été observé que la maladie de Parkinson causait un déficit pour la reconnaissance d'un visage vu de différents angles (Hovestdt, 1987).

La cognition visuelle est aussi affectée. La cognition visuelle consiste en des activités demandant la manipulation de stimuli visuels dans le but de produire une réponse adéquate. Par exemple, des patients parkinsoniens ont moins bien performé que le groupe contrôle pour une tâche de rotation mentale (Ransmayr, 1987). Il a aussi été observé par Canavan et als (1990) que les patients atteints de la maladie de Parkinson prenaient plus de temps que les sujets du groupe contrôle du même âge à s'adapter à des lunettes à prismes qui créaient des distorsions visuelles. Comme un environnement virtuel comprend aussi des distorsions visuelles, une période d'adaptation est aussi nécessaire. Lors de notre expérimentation, nous devons nous assurer que les sujets ont une quantité suffisante d'essais de pratique afin de s'adapter à l'environnement virtuel. Nous devons aussi voir si

des effets se font sentir après les expérimentations, telles qu'observées par Stern et ses collègues dans une études sur l'adaptation aux prismes (Stern, 1988).

4.8- Lien entre la vision et l'action

Comme la vision est reliée à l'action, les déficits visuels de sujets atteints de la maladie de Parkinson ont un effet sur leurs actions. Il a été proposé que la démarche est particulièrement influencée par le flot optique (Gibson, 1950, 1966). Ainsi, le centre, ou le focus du flot optique est interprété afin de connaître la direction du déplacement. Une autre alternative pour expliquer le rôle de la vision sur la démarche stipule que les sujets marchent simplement vers la direction de la cible (Harris, 1999; Rushton, 1998). Ces deux suggestions sont à la fois vraies, puisque tel qu'il a été démontré, lorsque le flot optique est disponible, la direction du déplacement dépend de la direction de la cible et de l'expansion du flot optique, ce qui permet d'avoir un contrôle du mouvement dans une variété d'environnements (Warren, 2001).

Des études de l'activité neuronale dans le cortex visuel de primates concordent aussi avec l'hypothèse que le flot optique contrôle la locomotion (Anderson, 1999; Orban 1992; Bradley, 1996; Siegel 1997). Des neurones de primates dans le cortex moteur sont sélectives par rapport à certaines propriétés spécifique du flot optique, telles que l'expansion ou la contraction centrées sur une région du champs visuel. Ainsi, les données expérimentales confirment qu'il existe un appariement entre le flot optique et la locomotion (Gibson, 1966; Goodale, 1998). Nous posons l'hypothèse que ce lien se fait par un changement au niveau du système de référence (« frame of reference ») pour guider le mouvement (Feldman, 1995).

Le système nerveux semble guider les mouvements et interpréter les signaux sensoriels dans des états référentiels spécifiques (Berthoz, 1988; Blouin 1993; Colby, 1998; Feldman, 1998, 1995). Les états référentiels (« frame of reference ») utilisées par le système nerveux sont plus que de simples constructions mathématiques servant à programmer et calculer des variables cinématiques ou des forces musculaires. Ils

représentent plutôt des structures dynamiques organisées que semblent réellement servir dans les utilisations de la perception pour mener une action. Ce modèle implique qu'une action est provoquée par le passage d'un état référentiel à un autre. Cette notion se pose sur des évidences expérimentales qui ont montré que l'activité des motoneurones dépend de la longueur actuelle du muscle et la longueur lorsque le muscle atteint un certain seuil d'activation. Des lacunes au niveau de la génération de ces seuils provoquent des troubles du mouvement chez les patients atteints de maladies neurologiques. Le système nerveux produit probablement la locomotion en changeant les états de référence en rapport avec l'information sensorielle, parmi laquelle la vision joue un très grand rôle. Il faudrait donc que la locomotion soit initiée par une transformation préalable du flot optique qui anticiperait d'avance le changement de position du sujet. Nous posons donc l'hypothèse qu'en faisant le procédé inverse, cela pourrait produire un mouvement chez des gens ayant des troubles au niveau de cette transformation préalable. Les sujets atteints de la maladie de Parkinson ayant des problèmes d'hypokinésie ou de bradykinésie, pourrait bénéficier d'un tel procédé.

4.8.1- Le flot optique

Un aspect essentiel de notre interaction avec notre environnement est que nous devons effectuer des opérations avec des objets de cet environnement (i.e. prendre, attraper, éviter, etc.). Quelques fois, le sujet et l'objet sont immobiles, mais fréquemment le sujet (par exemple durant la marche), l'objet (par exemple une automobile), ou les deux (par exemple, un joueur de football attrapant un ballon) sont en mouvement l'un par rapport à l'autre. De telles situations sont fréquentes et pertinentes dans le répertoire moteur d'un animal. Ceci est particulièrement vrai pour les primates, étant donné le développement avancé de leur système visuel, qui leur permet de détecter, d'analyser et d'interagir avec les objets qui les entourent. Une autre capacité que possèdent les primates est l'usage complet qu'ils peuvent faire de leur bras et leur main pour saisir un objet. Il n'est pas surprenant que la combinaison des capacités visuelles et motrices des primates leur confère une

coordination visuomotrice exceptionnelle. Il est donc logique de croire qu'une région du cerveau sert à analyser le flot optique pour offrir ces capacités aux primates.

Par flot optique (« optic flow »), on entend la perception du mouvement du champ visuel qui résulte du mouvement d'un individu dans son propre environnement (Kandel, 2000, p553). Dans le cas du flot optique, le champ visuel au complet est en mouvement, contrairement au mouvement local d'objets. Le flot optique fournit 2 types d'informations : des informations sur l'environnement (les objets plus rapprochés s'approchent plus rapidement que les objets éloignés) et des informations qui permettent de contrôler la posture (des patterns qui bougent d'un côté à l'autre amèneront un balancement du corps). Le flot optique est très important afin de déterminer la direction du mouvement de son propre corps. Par exemple, quand une personne bouge dans la direction où il regarde, le flot optique sera en expansion vers l'extérieur du champ visuel. Ce principe est très important pour la perception du mouvement. On peut très bien le voir dans le cas où une personne qui conduit une automobile la nuit avec comme repère principal les réflecteurs sur le bord de la route; ou même dans la situation où un pilote tente d'atterrir la nuit sur une piste bordée de lumière.

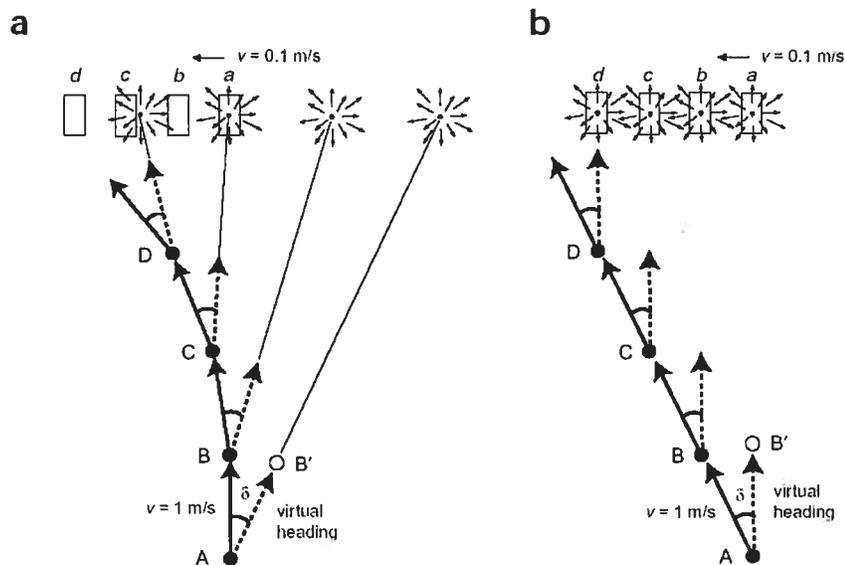


Figure 4: Trajectoires prévues par l'hypothèse égocentrique (a) et l'hypothèse du flot optique (b). Tiré de Warren et al. (2001)

On peut se demander si le flot optique influence la marche chez l'humain? Si oui, comment? Ces questions ont été posées par Warren et al. (2001) Pour y répondre, ils ont élaboré une méthode utilisant un environnement de réalité virtuelle. Leur hypothèse stipulait que le flot optique est utilisé afin d'atteindre un but prédit. Un sujet marche de façon à corriger l'erreur entre la direction perçue et son but, ceci est effectué en plaçant le foyer d'expansion du flot optique sur le but. Ainsi, le flot optique procure de l'information au sujet sur les corrections à apporter à sa direction sous forme d'une boucle perception-action. Par contre, l'hypothèse égocentrique stipule que le sujet perçoit visuellement la direction du but par rapport à son corps et marche dans cette direction. Dans le monde réel, ces deux hypothèses sont équivalentes puisque le foyer d'expansion coïncide toujours avec la direction du but à atteindre. Pour les dissocier, Warren a manipulé le flot optique pour simuler des violations des lois de la physique optique. En déplaçant le foyer d'expansion de 10° par rapport au but, il est possible d'obtenir une trajectoire différente selon le cas où l'hypothèse du flot optique ou égocentrique s'applique (ou une combinaison des deux).

L'expérience consistait à faire marcher les sujets dans quatre environnements virtuels différents. Dans chacun des environnements, il y avait une quantité différente de points de repère qui rendaient le flot optique plus riche en information. On suppose ainsi qu'à mesure qu'on augmente la quantité de points de repère, l'influence du flot optique (s'il en a une) sur la trajectoire du sujet sera plus importante. Dans l'hypothèse du flot optique, l'erreur sur la direction virtuelle devrait être de 0° , alors que pour l'hypothèse égocentrique, l'erreur devrait être de 10° .

Lorsque l'environnement virtuel ne présentait aucun repère au sujet, l'erreur sur la trajectoire était d'environ 10° , ce qui est logique puisqu'il n'y avait pas de flot optique. On peut considérer cette situation comme étalon pour les autres. Dans la situation où ils ont ajouté un plancher au flot optique, Warren a observé la même erreur au début de la trajectoire. Par contre, après deux ou trois mètres, l'erreur a diminué jusqu'à 5° . Ensuite, à mesure qu'ils ont ajouté des points de repère, donc enrichi le flot optique, l'erreur a diminué jusqu'à atteindre 2° pour le flot optique le plus riche en points de repères (plancher, mur et poteaux).

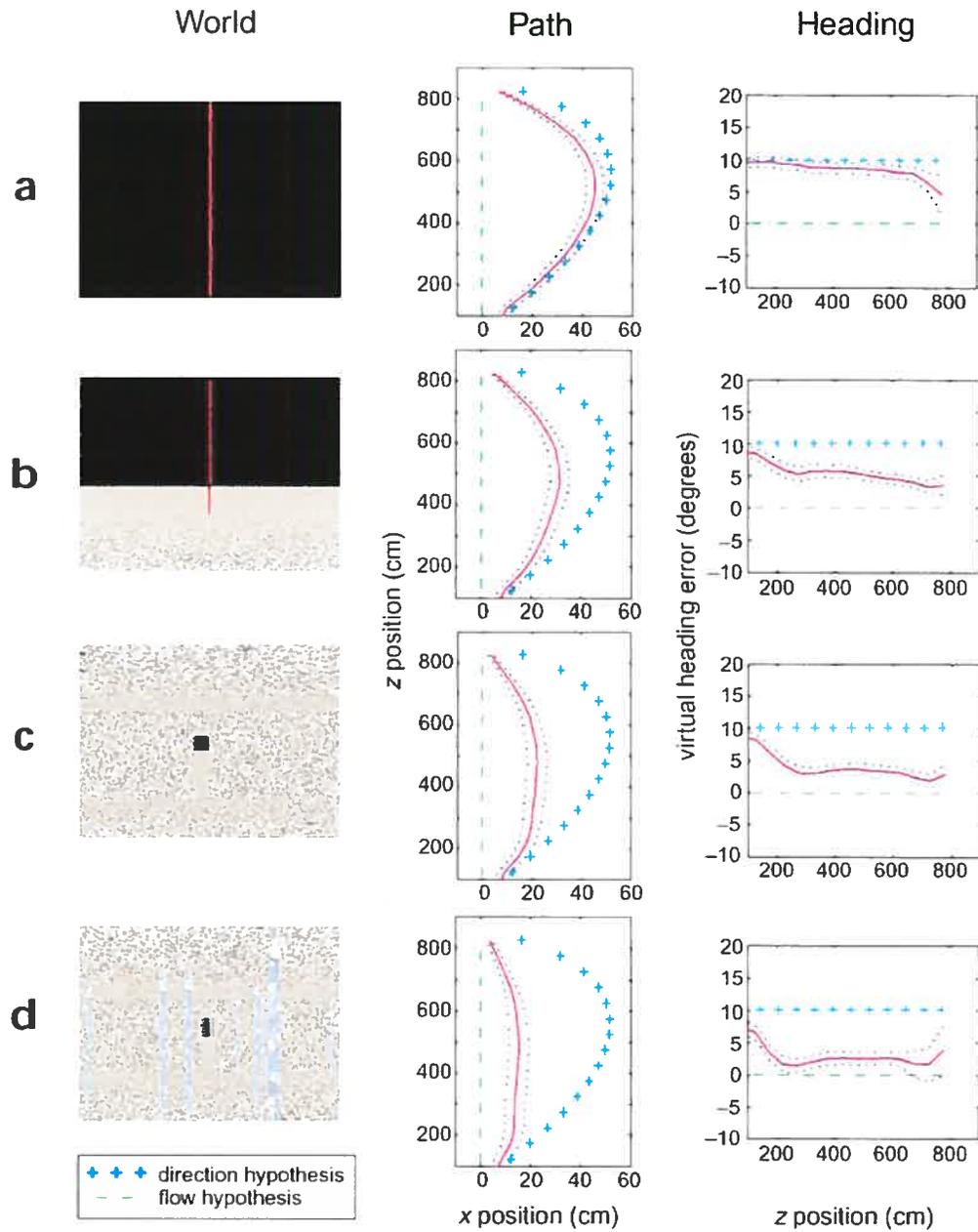


Figure 5: Image des quatre flots optiques utilisés. On peut aussi voir les trajectoires des sujets (path) et leur direction (heading). Tiré de Warren et al (2001)

Il semble donc que la trajectoire était influencée par une combinaison des deux variables. Lorsqu'aucun flot optique n'était disponible, le comportement des sujets correspondait à l'hypothèse égocentrique. Mais à mesure que le flot optique était enrichi, son influence sur la trajectoire augmentait. Les sujets commençaient leur trajectoire de la même façon que le prévoyait l'hypothèse égocentrique, mais à mesure que le flot optique était détecté, l'erreur sur la direction diminuait. Bien que cette expérience démontre que l'homme utilise le flot optique pour se diriger dans l'espace, elle ne donne aucune information quant aux régions sollicitées pour l'analyse du flot optique (mais les autres études dont j'ai parlé permettent de le faire, comme on l'a vu).

4.9- L'enrayage cinétique

Étant donné que la démarche de sujets atteints de la maladie de Parkinson sous l'effet de leurs médicaments se rapproche de celle des sujets sains (Stolze, 2001), l'expérimentation a été faite après douze heures sans médicaments. Ainsi, les manifestations de la maladie ainsi que leurs effets sur la démarche peuvent être observés sans distorsion due à la médication.

Dans une étude récente effectuée par Majsak et al. (1998), des patients atteints de la maladie de Parkinson devaient attraper une balle immobile ou en mouvement. Il a été observé que lorsque la balle était en mouvement, les sujets étaient capables d'excéder la vitesse maximale qu'ils avaient atteints alors que la balle était immobile. Ceci suggère que le mouvement de la balle fournit des repères visuels qui les aident à effectuer leur mouvement. Nous avons tenté de voir si de tels avantages peuvent aussi se répercuter sur une tâche plus globale telle que la démarche.

Il a été montré par Morris et al (1996, 1998) que la démarche lente provoquée par la maladie de Parkinson est liée à l'incapacité à générer une longueur de pas normale, alors que la cadence est normale ou plus élevée que la normale. Lorsque les patients utilisent des repères sonores ou visuels, la longueur de leurs pas redevient normale. Les indices externes ont donc un rôle important à jouer dans leur démarche. Il a été proposé que ces indices

externes compenseraient une absence de repères internes provenant des noyaux gris centraux vers le cortex moteur et le cortex moteur primaire, via le thalamus. L'expérience clinique reconnaît que les patients atteints de la maladie de Parkinson peuvent se servir de repères acoustiques ou visuels pour réduire leur incapacité, ce qui a été démontré quantitativement. Il a aussi été démontré que les patients dépendent davantage des signaux visuels que les sujets sains.

Le symptôme que nous allons particulièrement étudier dans ce projet est l'enrayage cinétique (« freezing »). Ce symptôme se manifeste par des arrêts soudains pendant que le patient marche, il est ensuite incapable de recommencer à marcher pendant plusieurs secondes ou minutes. Le patient a l'impression que ses pieds sont cloués au sol, mais le haut de son corps veut toujours continuer à avancer. Les patients peuvent aussi manifester de l'enrayage cinétique lorsqu'ils effectuent d'autres activités ou lorsqu'ils initient un mouvement, par exemple lorsqu'ils se lèvent de la position assise à debout pour s'apprêter à marcher, commencer à parler, porter un verre à la bouche pour boire ou commencer à se lever du lit. Environ 30% des gens ayant la maladie de Parkinson éprouveront ce symptôme à un moment de la progression de la maladie. Pour la plupart des gens, ce symptôme est particulièrement sévère puisque la perte des mouvements automatiques signifie qu'ils doivent consciemment penser à chaque phase séparée de tous les mouvements qu'ils effectuent. Ceci peut alors décourager les patients de prendre part à des activités auxquelles ils participaient auparavant. Ils vont souvent éviter les sorties en public afin d'éviter les situations propices à l'enrayage cinétique.

Bien que la cause de l'enrayage cinétique ne soit pas connue, il est probablement causé par l'interruption dans l'exécution normale d'une séquence de mouvements. Elle peut se produire dans une variété de situations, mais plus particulièrement dans celles-ci:

- Dans des endroits bondés de monde et inconnus
- À l'approche d'une porte ou d'un ascenseur
- En empruntant des passages étroits, tels que des allées au théâtre ou au cinéma

- Quand la surface sur laquelle le sujet marche change soudainement, comme le passage d'un plancher à un tapis, ou d'une surface lisse à une surface inégale.

Il est impossible de prévoir si l'enrayage cinétique se manifestera chez un patient en particulier, bien que ce phénomène soit plus fréquent chez les sujets ayant d'autres difficultés au niveau de leur démarche (tels que des problèmes d'équilibre). Une personne atteints de la maladie de Parkinson depuis de nombreuses années et qui prend du levodopa a plus de chances d'avoir ce symptôme. Cependant, l'enrayage cinétique se manifeste également chez des patients qui n'ont jamais pris de levodopa. Il ne peut donc pas être considéré comme un simple effet secondaire du médicament.

L'enrayage cinétique s'accompagne de nombreux risques et désagréments. Il est donc important d'y consacrer des efforts de recherche afin d'y pallier ou de les réduire. Le plus gros risque est associé au fait que les épisodes d'enrayage cinétique peuvent survenir à n'importe quel moment. Bien que certains facteurs les favorisent davantage, il est impossible de prévoir quand ils vont survenir. Certaines activités deviennent donc dangereuses lorsqu'un épisode survient, comme la nage par exemple. Un épisode d'enrayage cinétique peut aussi causer des chutes lorsqu'il survient pendant que le patient marche. Surtout que la posture des patients est habituellement aussi affectée par la maladie.

La théorie la plus acceptée pour expliquer l'enrayage cinétique est que le cerveau est incapable de modifier la longueur des pas. En effet, la longueur des pas d'une personne change lorsque les situations énumérées précédemment surviennent. Il semblerait donc que lorsqu'on se trouve dans ces situations, le cerveau effectuerait automatiquement le changement de longueur des pas sans qu'il soit nécessaire de prendre consciemment de décision. C'est comme si le cerveau était sur l'autopilote. Mais dans le cas d'un patient atteint de la maladie de Parkinson, la décision de changer la longueur des pas ne se fait pas automatiquement.

Les approches actuelles pour diminuer les épisodes d'enrayage cinétique sont très nombreuses, mais dans certains cas, aucune de ces approches n'arrive à éliminer

complètement le problème. Au niveau des approches médicamenteuses, cela dépend quand se manifestent les épisodes d'enrayage cinétique. Dans le cas où ils se produisent durant la période où le levodopa perd de son efficacité, un ajustement de la prise de médicament peut aider. Mais certaines personnes éprouvent de l'enrayage cinétique même pendant que leurs médicaments font effet. Dans ces cas, il n'existe pas de médicament permettant de traiter ce problème. Pour pallier l'enrayage cinétique, la meilleure solution est l'approche de physiothérapie. Un physiothérapeute peut montrer des techniques pour éviter l'enrayage cinétique. Ces techniques sont habituellement des façons de modifier la démarche des patients telles que :

- Se forcer à poser le talon en premier lorsqu'on fait un pas
- Tenter de redresser sa posture vers une posture plus correcte
- Utiliser différents signaux externes pour surpasser le problème
- Éviter de se pencher vers l'arrière

Ces techniques servent à régulariser la démarche, ce qui réduit les problèmes d'enrayage cinétique. Un physiothérapeute peut aussi aider le patient à choisir un accessoire pour aider à la marche, car certains peuvent davantage nuire qu'aider les patients. Il y a aussi des techniques pour aider à surmonter un épisode d'enrayage cinétique. Par exemple, la méthode du transfert de poids. Lorsque l'enrayage cinétique survient, au lieu d'essayer d'avancer, le patient devrait essayer de transférer son poids de côté sur une seule jambe. Cette action va souvent cesser l'activité excessive des muscles de la jambe (qui est associée à l'enrayage cinétique), ce qui permettra d'amorcer un pas et de reprendre la marche. Si la démarche s'enraye de nouveau après ce pas, il est possible de reprendre la procédure de l'autre côté.

La méthode pour surmonter l'enrayage cinétique qui nous a inspiré ce projet est celle qui consiste à utiliser des signaux externes afin de régulariser la démarche. Il est possible d'utiliser des signaux visuels, auditifs ou même mentaux pour obtenir de bons

résultats. Comme signal mental, par exemple, il est possible de se préparer mentalement à prendre un pas en comptant mentalement (« un, deux, trois, avance » ou quelque chose de semblable). Cette phrase peut aussi être dite à haute voix. Le fait de répéter l'action à entreprendre mentalement avant de l'exécuter peut aussi aider. Un mini métronome peut aussi être utilisé pour recommencer à marcher. Le rythme du métronome peut aussi être généré par la personne elle-même en chantant ou en fredonnant une chanson. Pour ce qui est des signaux visuels, il est envisageable d'éliminer les stimuli qui causent des problèmes lorsque c'est possible, comme des tapis ou des motifs sur le sol qui causent l'enrayage cinétique. Dans des endroits à problème qui ne peuvent être modifiés de cette façon, des bandes de couleur contrastantes sont assez efficaces. Plusieurs expérimentations ont montré l'efficacité de cette technique dans les endroits problématiques, comme les portes. Il est aussi possible de demander à quelqu'un de placer son pied devant soi perpendiculairement à la direction de marche. De cette façon, il y a un obstacle par-dessus lequel passer, ce qui aide à réinitier la marche. Il est aussi possible de placer un obstacle soi-même ou même d'utiliser une canne de marche inversée dont on se sert de la poignée comme obstacle par-dessus lequel il faut faire un pas.

Des déficits au niveau du traitement des informations visuelles pourraient être responsables de l'enrayage cinétique. Particulièrement au niveau de l'initiation de la locomotion, il est possible que cette tâche puisse être facilitée en manipulant le flot optique (Riess, 1998; Rovetta, 1997).

5- Montage expérimental

La figure 6 présente une vue d'ensemble du montage expérimental que nous avons validé et utilisé. Nous aborderons plus tard les parties spécifiques en détail ainsi que ce qui a été accompli par chacune d'elles.

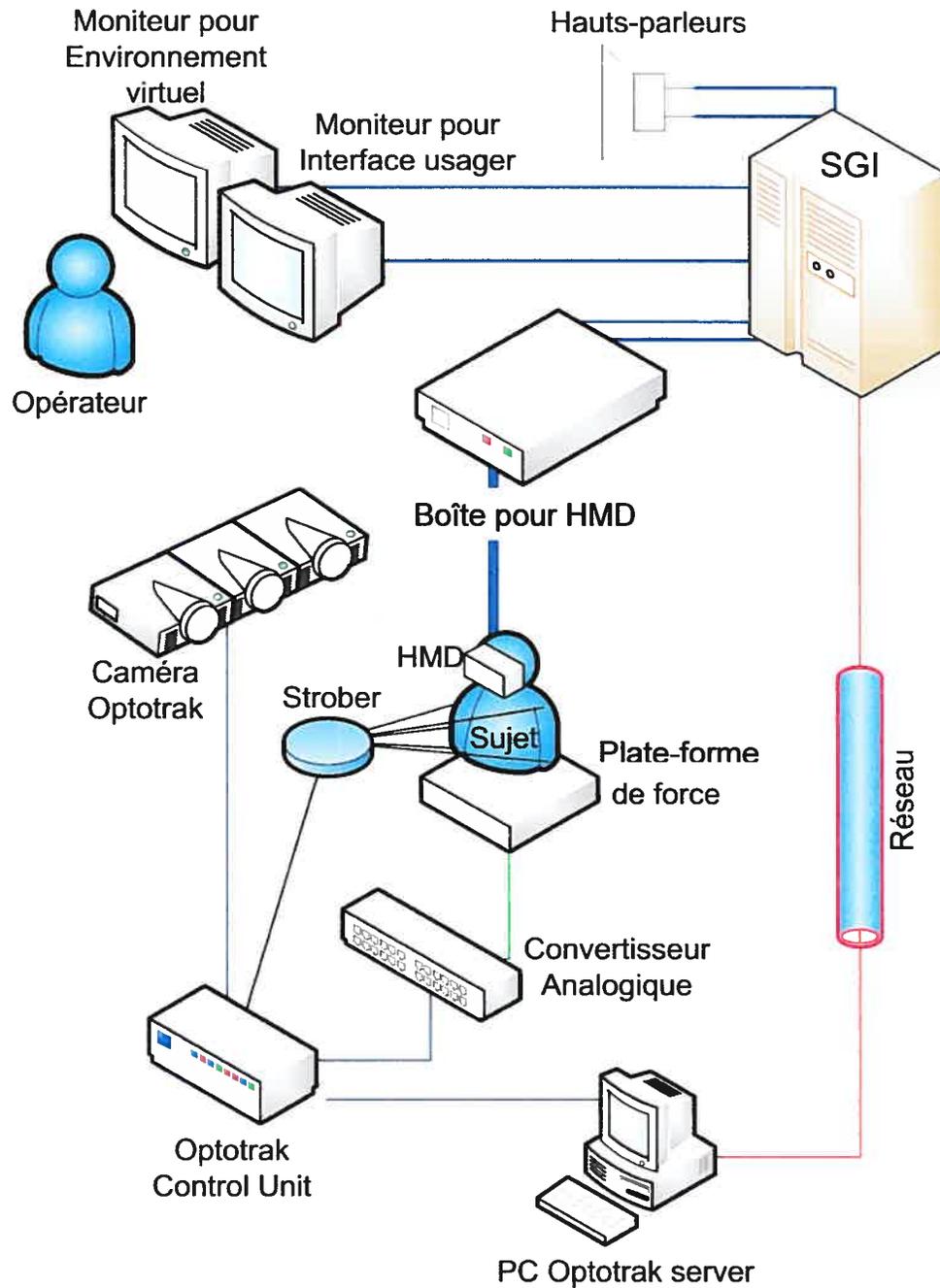


Figure 6: Montage expérimental

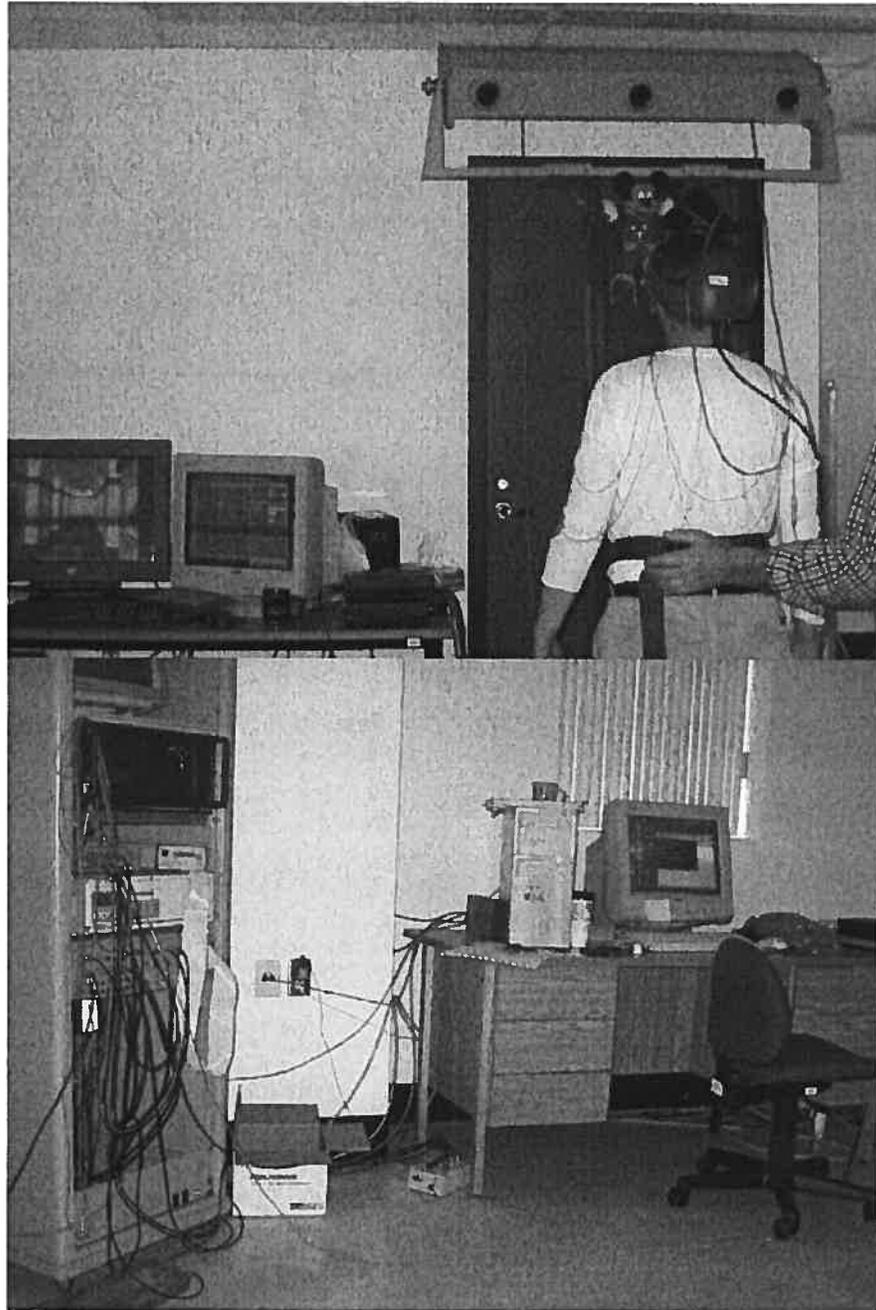


Figure 7 : Photos du laboratoire. On voit en haut la caméra Optotrak et les moniteurs utilisés par l'opérateur. En bas, on voit le PC utilisé pour l'application optoserver ainsi que l'unité de contrôle Optotrak et le convertisseur analogique/numérique

Le HMD consiste en un afficheur facial Kaiser XL-50, ayant une résolution de 1024 x 768 et une fréquence d'affichage de 60 Hz pour chacun des écrans. Les données cinématiques sont recueillies grâce à une caméra Optotrak (modèle 3020), des marqueurs sont positionnés à des endroits stratégiques afin de pouvoir analyser le mouvement. Pour obtenir la position de la tête, au moins 3 marqueurs sont nécessaires afin d'obtenir un corps rigide qui nous permet de calculer la position de la tête et la direction vers laquelle le sujet regarde. Cette position et direction sont utilisées pour actualiser la position de la caméra virtuelle en temps réel. Les mouvements de la tête détectés sont immédiatement appliqués à la caméra virtuelle qui permet au sujet d'être complètement immergé dans l'environnement virtuel, puisque sa vision est limitée à l'écran de l'affichage facial. Et comme les mouvements dans l'environnement virtuel sont simulés avec des délais très petits, le sujet a réellement l'impression d'évoluer dans cet environnement virtuel. Nous avons élaboré un corps rigide composé de 6 marqueurs afin d'obtenir une certaine redondance. Il est alors possible de mettre à jour la position de la caméra virtuelle de façon fluide et réaliste pour le sujet, puisque ses mouvements sont produits de façon fidèle sans égard à la perte de quelques marqueurs.

Les deux images projetées à l'intérieur de l'affichage facial ainsi que les deux parties de l'interface graphique sont générées par un système SGI Onyx 3200. Les calculs sont effectués par 4 processeurs de 400 MHz. Ce système est composé d'un pipeline graphique Infinite Reality pouvant générer 4 outputs graphiques (deux pour l'affichage facial et deux pour l'interface usager). Les sorties graphiques sont gérées par le logiciel Caren1 de Motek. C'est à l'intérieur de ce logiciel que nous avons créé les modules convenant à notre expérimentation. L'interface graphique est présentée à la Figure 9. Nous y voyons en arrière plan la fenêtre Performer qui sert à visualiser l'environnement virtuel. Il est possible dans cette fenêtre d'ajuster différents paramètres ayant trait à l'affichage 3D. Les commandes sont les commandes par défaut de Performer. Les fenêtres de l'interface usager que l'on voit dans l'illustration, sont habituellement affichées à part de la vue 3D, donc dans l'autre écran. Il est cependant possible de les faire passer d'un écran à un autre sans problèmes. Pour les

besoins de cette illustration, nous les avons mises dans l'écran Performer afin d'avoir une vue d'ensemble compacte du système. Nous pouvons y voir dans la fenêtre Caren Editor, les différents modules utilisés dans cette expérience. La plupart de ces modules sont des modules standard fournis par Motek qui ont été pris tels quels, ou légèrement modifiés pour correspondre à nos besoins. Le seul module développé spécifiquement pour ce projet est le module conflict. Nous allons maintenant faire une brève description de la fonction de chaque module ainsi que les différents paramètres utilisés dans chacun d'eux. Nous allons aussi étudier les données transmises d'un module à un autre et les manipulations effectuées dans les connections entre ces modules.

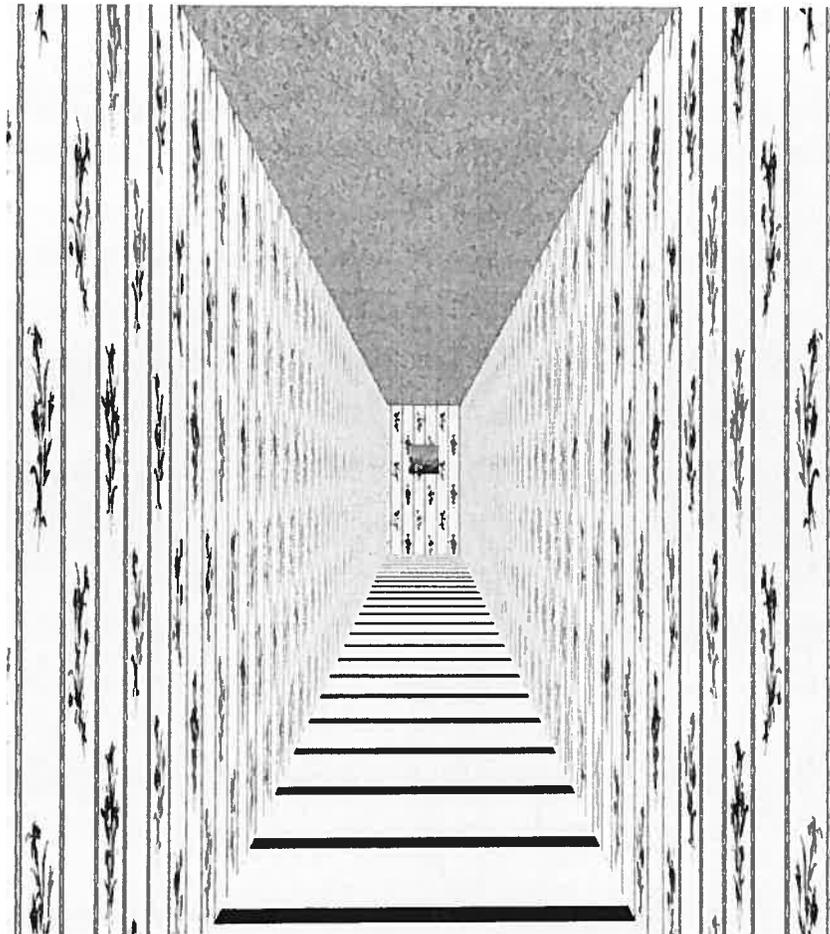


Figure 8 : Corridor virtuel utilisé lors des expériences

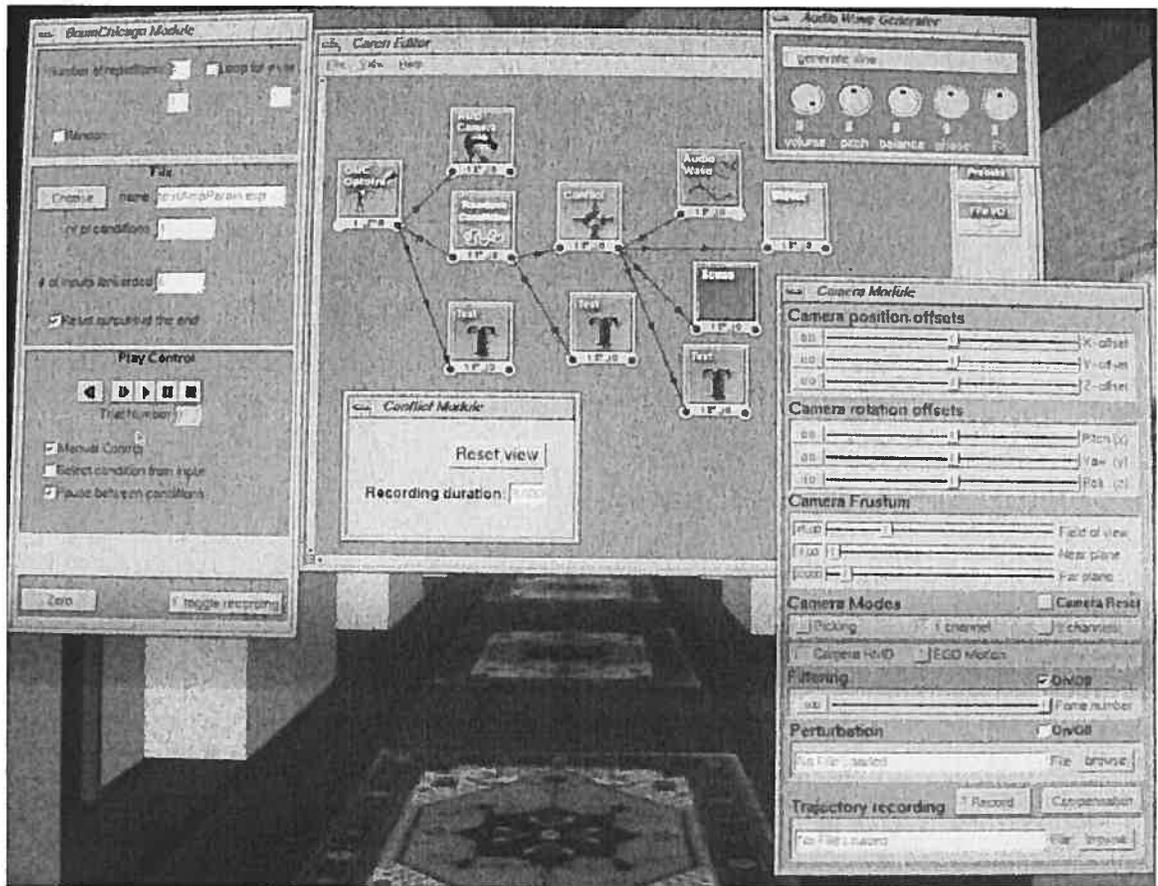


Figure 9 : Interface graphique de D-Flow

5.1- OMC Optotrak

Ce module sert à gérer les données cinématiques fournies par le serveur optoserver. Ce serveur est situé sur un PC doté d'une carte d'acquisition pour un système Optotrak. Les données sont transférées par TCP/IP entre le SGI et le PC. Le module Optotrak sert donc à gérer cette connexion client, à récupérer les données du serveur et à les rendre disponibles en sortie aux autres modules de Caren1.

5.1.1- Optoserver

Ce serveur est en fait une application de ligne de commande fonctionnant avec divers paramètres. Grâce à ces paramètres, il est possible de définir différents éléments qui ont rapport avec la façon d'utiliser les marqueurs et la caméra. L'application Optoserver est lancée sur un PC à l'aide d'une commande de ce type :

```
optoserver -n [nb de marqueurs] -c [nb de canaux analogiques] -f [frequence] -r [fichier.res]
```

5.1.1.1- Description

Cette application rend disponibles sur le réseau les données recueillies de la caméra Optotrak. Plusieurs clients peuvent s'y connecter. Cette application peut aussi initier l'enregistrement des données Optotrak lorsqu'elle reçoit le signal d'un client. Le détail des options se retrouve à l'Annexe 1. Un exemple d'un fichier .res se retrouve tant qu'à lui à l'Annexe 2.

Les paramètres qui sont le plus souvent changés sont la fréquence, la durée de collection, le fichier pour la caméra et le fichier pour les corps rigides. Il faut créer un nouveau fichier pour la caméra à chaque fois que la caméra est déplacée ou que la calibration de l'espace doit être changée. Donc après avoir calibré l'espace, on change le nom du fichier caméra. Ce fichier caméra doit se trouver dans le répertoire realtime d'Optotrak. En ce qui concerne les corps rigides, les chiffres suivant le nom du fichier correspondent à la façon dont les marqueurs sont connectés via les « strobers ». Les premiers correspondent à la position du premier marqueur du corps rigide, et le deuxième correspond au nombre de marqueurs du corps rigide. Il est aussi à noter qu'Optoserver suppose que les corps rigides sont connectés d'abord et ensuite les marqueurs simples. Donc, si on utilise un corps rigide, il faut absolument le connecter à la position 1 et s'il y en a un autre, il faut le connecter à la prochaine position (par exemple si le premier corps rigide a 6 marqueurs, le deuxième sera connecté à la position 1, soit la première connection du deuxième strober à 6 entrées). Les fichiers de corps rigides doivent se trouver dans le répertoire « /rigid » d'Optotrak. Il est nécessaire que la durée de l'enregistrement soit prédéterminée à cause de contraintes imposées par l'API d'Optotrak. La durée de l'enregistrement (et les autres paramètres du fichier .res) est déterminée lors de la connection avec la caméra. Il est cependant possible de changer la durée de l'enregistrement une fois l'application lancée. Ceci fait partie des quelques contrôles de base offerts par Optoserver. Un tableau des commandes possibles se retrouve à l'Annexe 3.

5.1.1.2- Communication entre le client et le serveur

La plus grande partie de la communication entre le serveur et le client est de transmettre les données Optotrak en continu et ce en temps réel. Le client se connecte au serveur et peut ensuite accéder en temps réel les données qui sont émises par le serveur. Ces données sont transmises sous forme de *float*. Il a été décidé que toutes les transmissions entre le serveur et le client seraient faites sous forme de nombre flottant (*float*). Ainsi, on évite les transformations d'un type de donnée à un autre et l'identification du type de donnée transmise. Cependant, si la complexité est réduite, les possibilités au niveau des communications le sont aussi. Ceci n'est pas bien grave étant donné que la communication entre le client et le serveur est très limitée et simple. À part la transmission des données, le serveur émet seulement un autre type de donnée à ses clients, soit le nombre de marqueurs. Le nombre de marqueur est transmis au début du tableau de nombres flottants. On se sert de ce premier nombre pour transmettre le type de données transmises également. Il y a deux types de données possibles : 3 degrés de liberté (simples marqueurs, position seulement) ou 6 degrés de liberté (corps rigides, position et rotation). Dans le cas où l'on transmet des positions seulement, le nombre de marqueurs transmis est positif. Dans le cas où l'on transmet la position et la rotation, le nombre de marqueurs est négatif. Ainsi, le client sait que lorsque le nombre de marqueur est négatif, cela signifie que chaque marqueur sera défini par 6 nombres flottants. Il est possible au niveau du serveur qu'il y ait une combinaison de corps rigides et de marqueurs avec la position seulement. Dans ce cas, on donne une valeur impossible à la rotation de marqueurs. Cette valeur a arbitrairement été fixée à 555. Ceci décrit donc toutes les communications du serveur aux clients.

Le client peut aussi communiquer avec le serveur. Cette communication se fait par messages. Étant donné le nombre limité de messages nécessaires et leur simplicité, nous avons aussi décidé d'utiliser également des nombres flottants pour les communications du client vers le serveur. Un tableau des messages possibles provenant du client se retrouve à l'Annexe 4.

Bien entendu, ces messages ne sont présents qu'au niveau du code et des communications entre le client et le serveur. Ils sont transparents à l'utilisateur qui utilise une interface graphique pour utiliser le client (cette interface graphique a déjà été montrée à la Figure 9). Par exemple, l'activation ou la désactivation des marqueurs se fait en cliquant sur un bouton.

6- Protocole du Projet

6.1- Composition des groupes

Les sujets sont séparés en 2 groupes : un groupe de sujets ayant la maladie de Parkinson et un autre composé de sujets sains du même groupe d'âge. Les sujets atteints de la maladie de Parkinson ont effectué l'expérience utilisant la réalité virtuelle ainsi que subi une évaluation clinique de leur statut physique et cognitif au préalable. Les sujets sains ont seulement eu à faire les activités dans l'environnement virtuel. L'évaluation clinique du groupe Parkinson utilise le « United Parkinson Disability Rating Scale » (UPDRS) ainsi qu'une évaluation cognitive à l'aide de deux questionnaires (MiniMental Test et Beck Depression Inventory). Ces évaluations durent environ 45 minutes. Les manipulations dans l'environnement virtuel sont de durées variables. Elles peuvent durer de 1 à 2 heures, dépendamment de l'état du sujet et du nombre de pauses qu'il demande. Nous avons en effet évité d'épuiser les sujets les plus sévèrement atteints, c'est pour cette raison que nous leur permettions de prendre autant de pauses qu'il était nécessaire. Certains sujets ont même effectué les manipulations dans l'environnement virtuel en 2 séances, puisqu'ils étaient trop épuisés après la première partie et estimaient qu'ils ne seraient pas capables de terminer la deuxième partie. Ces pauses étaient encouragées afin de tenter de réduire au maximum l'influence de la fatigue sur la performance.

6.2- Critères d'inclusion et d'exclusion

Pour le groupe contrôle, les sujets ne devaient pas avoir été diagnostiqués comme ayant une maladie neurologique. De plus, ils devaient être du même groupe d'âge que les sujets de l'autre groupe. Les sujets de ce groupe devaient aussi avoir le même type d'éducation et le même sexe que les sujets de l'autre groupe.

Pour les deux groupes, les sujets devaient être capables d'effectuer les deux tâches, et ce pour une cinquantaine de fois. Les sujets ne devaient pas avoir de problème de vision, sauf si corrigés avec des lunettes ou des verres de contacts. Les sujets devaient être âgés entre 50 et 80 ans. Nous avons aussi averti les sujets qu'au moindre signe d'inconfort, ils

pouvaient cesser l'expérience. Nous évitions ainsi les gens qui sont sujets aux malaises virtuels qui sont quelquefois occasionnés par des casques d'affichage faciaux.

Les sujets atteints de la maladie de Parkinson devaient être prêts à s'abstenir de prendre leurs médicaments avant la collecte de données. Nous sélectionnions les patients qui sont cliniquement typiques du stade II ou III de l'échelle Hoehn et Yahr et dont les fluctuations motrices répondaient aux traitements au levodopa. Les patients ayant toute autre maladie neurologique, démence, dépression majeure, psychose ont été exclus. Une préférence a été donnée aux sujets ayant des symptômes d'enrayage cinétique. Aucun sujet n'a été exclu en raison de son sexe ou de son bagage ethnique.

6.3- Caractéristiques des sujets

Bien que nous avons planifié plus de sujets, nous avons effectué les expérimentations avec 6 patients et 7 sujets sains. Pour identifier les patients, nous avons utilisé les lettres A à F et pour identifier les sujets sains, nous avons utilisé les lettres M à R. Nous avons évalué tous les sujets selon l'échelle de Hoehn et Yahr et nous avons évalué plus en détails les sujets avec l'échelle UPDRS, section III (capacité motrices), sauf le sujet B pour lequel l'évaluateur n'était pas présent lors de l'expérimentation. Nous avons aussi fait passer le test mini-mental à ces sujets afin d'évaluer leur capacité cognitives. Nous présentons les données par rapport aux sujets dans le tableau suivant. Les critères d'inclusion par rapport à ces échelles étaient que le sujet soit d'un stade de Hoehn et Yahr de III ou moins, puisque les tâches demandées sont impossibles ou très difficiles pour les patients des stades subséquents. Il est à noter que le sujet F n'a pas été en mesure d'effectuer la tâche de marche, étant donné que sa démarche était trop atteinte. De plus, nous avons testé le sujet D deux fois. La première fois, il a pris ses médicaments comme à l'habitude et la deuxième fois, il a sauté ses doses 12 heures avant le début de l'expérimentation comme les autres sujets.

Tableau 1 : Caractéristiques des sujets atteints de la maladie de Parkinson

Sujet	Sexe	Age	Durée des symptômes	Hoehn et Yahr	UPDRS (Examen moteur)	Mini Mental	Médicaments
A	M	69	12 ans	II	29	29	Sinemet CR Comptan
B	M	53	9 ans	III	Non-évalué	n/a	Sinemet Sinemet CR Emantadine Comptan
C	F	55	8 ans	II	28	30	Requip
D	M	71	6 ans (côté gauche)	III	37	29	Amatidine Sinemet
E	M	74	7 ans (côté gauche)	I	19	27	Sinemet CR Sinemet 25/100
F	M	78	9 ans (côté gauche)	III	41	24	Sinemet

L'âge moyen et l'écart-type de ce groupe est de $66,7 \pm 10,3$ ans. Ces sujets ont été recrutés dans des groupes de soutien de la région ainsi que pour avoir participé à d'autres projets concernant la maladie de Parkinson effectués au centre de recherche (Poizner 2000). Les sujets sains ont été choisis pour correspondre le plus possible au groupe de sujets atteints de la maladie de Parkinson. Nous avons donc cherché majoritairement des hommes (5 hommes, 2 femmes). Les sujets devaient être âgés entre 50 et 80 ans, pour être du même

groupe d'âge que l'autre groupe. Les sujets du groupe contrôle ont été recrutés parmi les employés de l'Institut de Réadaptation de Montréal, la famille des employés du centre de recherche et certains sujets ayant participé à d'autres études du centre de recherche.

Nous avons choisi 3 sujets pour effectuer une évaluation plus en profondeur. Ceci est dû à la disponibilité de l'évaluateur. Ces sujets ont été choisis pour qu'il y en ait un pour chaque stade de Hoehn et Yahr possible. Il est ainsi possible d'avoir une étude de cas pour chacun des stades de la maladie. Il va sans dire que la portée des observations est seulement de l'ordre de l'étude de cas étant donné la taille réduite de l'échantillon.

6.4- Déroulement de l'expérimentation

Les expériences avec le groupe de patients ont été effectuées le matin. Ceci est dû au fait que nous désirions que les patients ne soient pas sous l'effet de leurs médicaments. Nous avons donc demandé aux patients de s'abstenir de prendre leurs médicaments 12 heures avant les expérimentations. Ce qui correspond à ne pas prendre de médicaments après 21h la veille, puisque nous débutons les expérimentations à 9 heures le matin. Ces expérimentations ont été divisées en 2 parties :

- Mouvement de la position assise à la position debout. Le sujet est assis sur une chaise dotée d'accoudoirs, pour que les sujets ayant du mal à se relever puissent le faire sans difficulté. Étant donné que nous ne désirons pas mesurer la capacité du sujet à se lever, mais bien son temps de réaction, l'usage des accoudoirs a été toléré. La position initiale en est une assise, avec le dos appuyé sur le dossier de la chaise et les bras sur les accoudoirs.
- Position debout suivie de la marche. Pour cette partie de l'expérimentation, le sujet est initialement positionné sur une plate-forme de force. Au signal sonore, il devait faire 6 pas vers l'avant. Dans l'environnement virtuel, on demande au sujet de se diriger vers un repère. Ce repère est une fenêtre au bout du corridor, placée environ

à la hauteur des yeux. Ainsi, on s'assure que le sujet marche en ligne droite. Le nombre de pas demandé est déterminé par le champ d'action de la caméra Optotrak, le champ d'action de celle-ci étant limité. Il est cependant primordial que les marqueurs de la tête soient visibles puisqu'ils sont utilisés pour connaître l'orientation et la position du regard du sujet.

Nous avons planifié une autre partie à cette expérience, soit le départ de la position assise vers la position debout, suivi de quelques pas vers l'avant. Cette partie combinait les deux autres parties. Nous avons décidé de laisser tomber cette partie afin de garder la durée de l'expérimentation à un minimum ; comme cette dernière partie était un peu redondante. Ainsi, la durée de l'expérience a été réduite, car nous ne souhaitons pas garder les patients sans leurs médicaments pour une trop longue période. De plus, la partie dans laquelle le sujet marche est plus longue à exécuter puisque le sujet doit retourner au point de départ sans vraiment voir ce qu'il fait ni où il se dirige, ce qui nécessite l'aide de quelqu'un afin de le diriger vers le point de départ du prochain essai. Le mouvement d'assis à debout est quant à lui intéressant à étudier puisque l'amorce de la marche est souvent précédée de ce mouvement.

Le mouvement, dans les deux parties de l'expérimentation, est amorcé suite à un signal sonore généré par ordinateur. L'enregistrement des données cinématiques est effectué en rapport avec ce signal.

Les deux parties de l'expérience sont séparées en blocs. Chacun des blocs est composé de 8 essais (quelquefois plus si le sujet en a besoin). Voici la séquence que l'on a exécutée pour chaque sujet :

- 8 essais sans casque
- 8 essais, ou plus si nécessaire, dans l'environnement virtuel sans perturbation (pour s'habituer à l'environnement virtuel)
- 8 blocs de 4 essais, chaque bloc est composé de (dans un ordre aléatoire) :

- 2 essais sans perturbation
 - 1 essai avec perturbation vers l'avant
 - 1 essai avec perturbation vers l'arrière
- 8 essais sans casque

Les perturbations consistent à appliquer une translation sur la scène virtuelle. De cette façon, le sujet a l'impression de bouger dans l'environnement virtuel alors qu'il ne bouge pas en réalité. Cette perturbation est du même ordre de grandeur que le mouvement naturel pour se lever ou commencer à marcher. De plus, la perturbation est appliquée 100 ms avant le signal auditif qui est le signal pour amorcer le mouvement. Puisque le traitement d'un stimulus visuel prend un certain temps avant d'influencer sur la posture, nous avons décidé d'appliquer les perturbations avant le signal sonore. Ainsi, les effets de la perturbation devraient se manifester dans la période de latence entre le signal sonore et le début du mouvement. Une représentation des perturbations peut être trouvée à la Figure 10. Le créneau en bleu représente le signal sonore et la courbe rose (avec une pente graduelle) la vitesse de la perturbation visuelle ayant un maximum de 3,6 m/s. Les deux perturbations ont la même allure, seule leur direction change.

7- Analyses

Nous allons tout d'abord étudier les données spécifiques à certains sujets pour ensuite comparer les deux groupes. On a comparé les deux groupes, même si les échantillons ne sont pas statistiquement significatifs. Bien que la puissance de l'analyse soit très réduite, il sera peut-être possible de tirer quelques conclusions des données obtenues.

Nous avons simplement voulu étudier le timing de l'exécution des mouvements. Pour ce faire, une analyse des données cinématiques à l'aide de Matlab a été effectuée. Nous retrouvons dans le tableau 2 les paramètres étudiés pour chacune des tâches ainsi qu'une courte description de la manière dont ils ont été calculés. Les paramètres ont été obtenus d'une manière semi automatisée. C'est-à-dire qu'ils ont été calculés avec un script Matlab, mais qu'ils ont été validés par un utilisateur (les valeurs obtenues étaient présentées graphiquement à l'écran pour une validation manuelle). Si les valeurs calculées étaient jugées invalides, il était possible d'entrer des valeurs manuellement (via l'interface graphique). Cette entrée manuelle était faite en cliquant à l'endroit approprié du graphique généré par Matlab.

Dans le cas où les données cinématiques d'un essai étaient jugées mauvaises (marqueur absent, sujet n'ayant pas entendu le signal, sujet distrait pour cet essai, mauvais pied utilisé pour le premier pas, etc.) cet essai était tout simplement ignoré. Ce qui explique que pour certains essais, aucune donnée n'est présente sur le graphique. Lorsque cette situation était remarquée durant l'expérimentation, l'essai était repris. Cependant, certains essais ont été rejetés lors de l'analyse des données, il n'était pas possible dans ce cas de reprendre cet essai.

Tableau 2 : Données étudiées pour la tâche de se lever d'une chaise

Élément	Description
Latence de départ	Temps écoulé entre le signal indiquant de débiter le mouvement et le début du mouvement. Le début du mouvement est déterminé par le moment où 3% de la vitesse maximale a été atteints. Les essais où le sujet débutait le mouvement avant le signal de même que la perturbation visuelle ont été éliminés.
Latence vitesse maximale	Temps écoulé entre le début du mouvement et le moment où la vitesse maximale est atteinte. Ce moment ne correspond à rien si on regarde quelqu'un faire le mouvement à l'œil nu, mais le mouvement est caractérisé par une accélération suivie d'une décélération. Le moment où l'on atteint la vitesse maximale correspond au passage de la phase d'accélération à la phase de décélération. C'est un moment qui est toujours présent dans ce type de mouvement.
Latence fin du mouvement	Temps entre le début et la fin du mouvement. Le moment de la fin du mouvement est déterminé par le moment où la vitesse devient inférieure à 3% de la vitesse maximale.

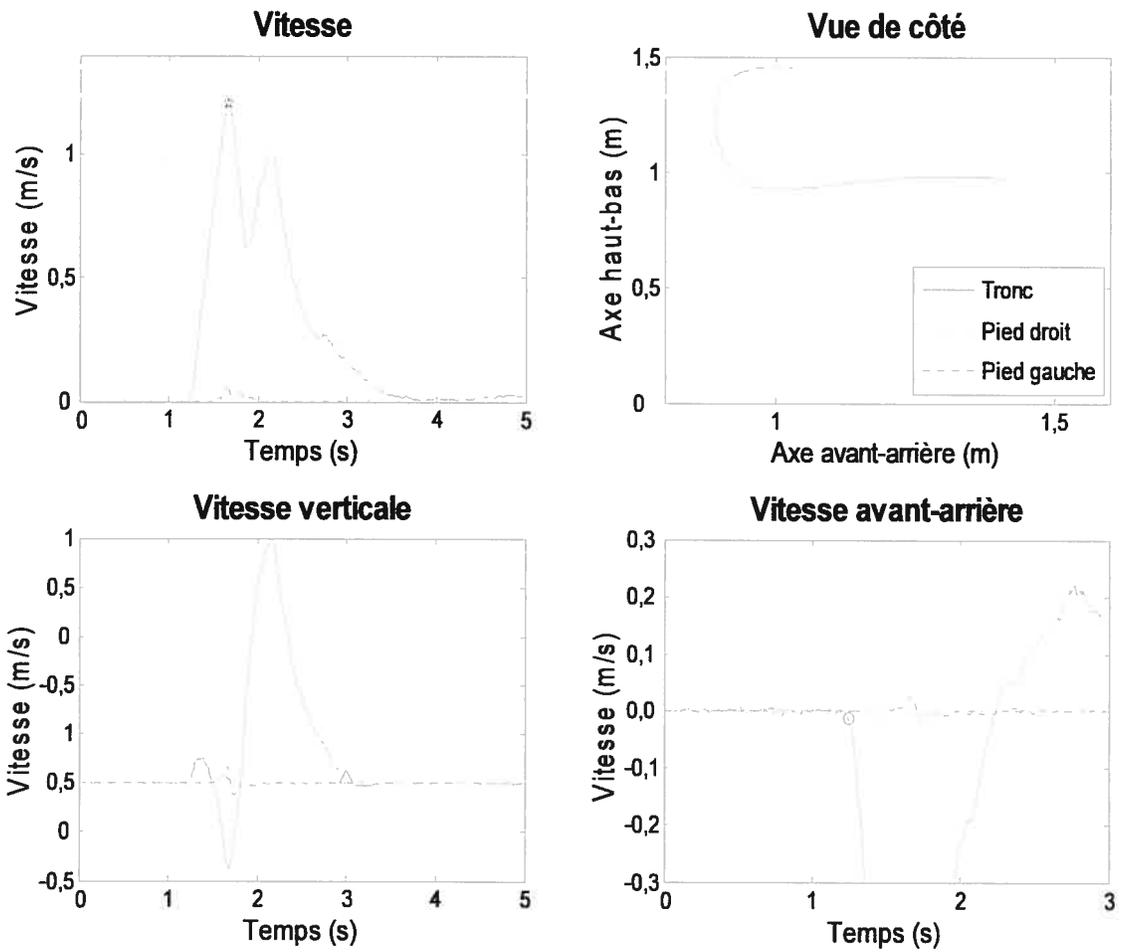


Figure 10 : Exemple de données brutes analysées pour la tâche de se lever d'une chaise. En haut à gauche, ★ indique le moment où la vitesse maximale est atteinte. En bas à gauche, ▽ indique le moment où le mouvement est terminé. En bas à droite, ○ indique que le moment où le mouvement est initié.

Pour ce qui est de la tâche de la marche, nous avons étudié plus d'éléments puisque le mouvement est plus complexe. Mais nous avons tout de même gardé l'analyse à un niveau de simplicité le plus grand possible.

Tableau 3 : Données étudiées pour la tâche marcher 5 pas vers l'avant

Élément	Description
Latence de départ	Temps écoulé entre le signal indiquant de débiter le mouvement et le début du mouvement. Le début du mouvement est déterminé par le moment où 3% de la vitesse maximale a été atteinte. Les essais où le sujet débutait le mouvement avant le signal et de même que la perturbation visuelle ont été éliminés des analyses.
Longueur du pas	Longueur du premier pas de chaque côté. Cette longueur est calculée grâce au marqueur positionné sur le pied. On trouve les deux premiers moments où ce marqueur est immobile et on calcule la différence entre ces deux points

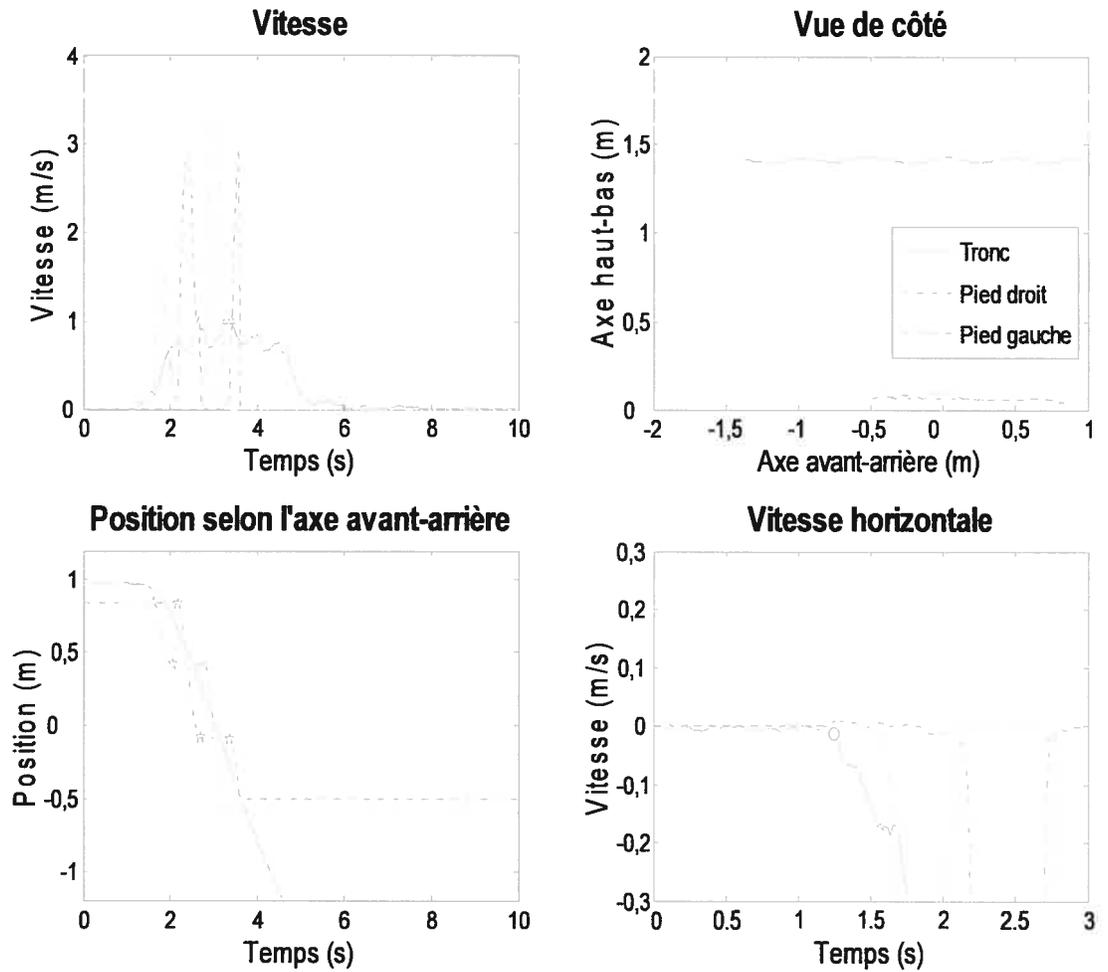


Figure 11 : Exemple de données brutes analysées pour la tâche de marche. Un code de couleur est utilisé : rouge pour le marqueur du tronc, vert pour le marqueur du pied droit et bleu pour le marqueur du pied gauche. Le triangle correspond à la vitesse maximale du tronc. Les étoiles marquent les moments-clés des pas effectués, soit qu'un pas débute ou se termine. Le cercle indique le début du mouvement du marqueur du tronc.

8- Résultats

8.1- Se lever d'une chaise

Vu le nombre réduit de sujets, il est plus pertinent d'effectuer des études de cas. Étant donné que nous avons fait de nombreuses répétition de chaque conditions (8 répétitions ou 16 pour la condition sans perturbation), il est possible de voir s'il y a une tendance pour un sujet en particulier. Pour voir si des différences existent entre les différentes conditions, un test ANOVA à 1 facteur a été effectué avec le logiciel SPSS. Des conclusions ont été tirées seulement dans le cas pour lesquels un test d'homogénéité des variances le permettait ($\alpha \geq 0,05$). Nous avons utilisé un test ANOVA dans un premier temps pour observer si des différences pouvait être trouvées avec ce test plus sensible que les tests non-paramétriques. Étant donné que le test ANOVA est en général moins sévère, nous avons tiré des conclusions de façon conservatrice à partir de ces données.

8.1.1- Latence

En ce qui concerne la latence, c'est-à-dire le temps de réaction, les différentes conditions en réalité virtuelle n'ont pas affecté de façon significative ce paramètre. Une différence significative n'a pas été observée entre le temps de réaction dans l'environnement virtuel et l'environnement réel pour tous les sujets du groupe Parkinson. La Figure 12 illustre bien que les valeurs pour la latence sont semblables entre les différentes conditions de réalité virtuelle (mouvement de la perturbation vers l'avant, mouvement de la perturbation vers l'arrière, sans perturbation et la pratique).

Nous avons commencé à faire les tâches sans la réalité virtuelle alors que la plupart des sujets du groupe contrôle avaient déjà exécuté l'expérience. Il n'y a donc pas assez de données pour tirer des conclusions sur la comparaison entre l'environnement virtuel et réel pour les sujets de ce groupe. Mentionnons tout de même que le sujet sain ayant effectué la

tâche sans le casque de réalité virtuelle a eu un temps de réaction plus lent pour les essais effectués au début de l'expérience. Il fallait s'y attendre, puisqu'il y a une période d'adaptation à la tâche à accomplir. Mais avec la pratique, les temps de réaction se stabilisent.

La réaction de tous les sujets au signal sonore étant assez rapide au départ (oscillant entre 200 et 600 msec, selon le sujet), il est difficile d'obtenir une réaction plus rapide. La seule variation que l'on peut observer chez certains sujets, surtout dans le groupe Parkinson, est un temps de réaction plus élevé durant la pratique, mais cette différence est très faible, non significative et n'est pas présente chez tous les sujets. Le temps de réaction ne semble pas être affecté par les différentes conditions étudiées. Un graphique de boîtes à moustaches est approprié afin d'avoir une idée des valeurs pour les groupes. Cependant, ces graphiques ne sont utilisés que pour donner une idée de la distribution des valeurs et ne forment pas en soi une démonstration de la signification des résultats. Une analyse ANOVA à 1 facteur a plutôt été réalisée pour chacune des conditions pour chaque sujet. Nous avons par la suite tenté de voir si des différences significatives similaires se retrouvaient chez plusieurs sujets. Lorsque de telles différences ont été observées, nous le soulignerons dans la section correspondante.

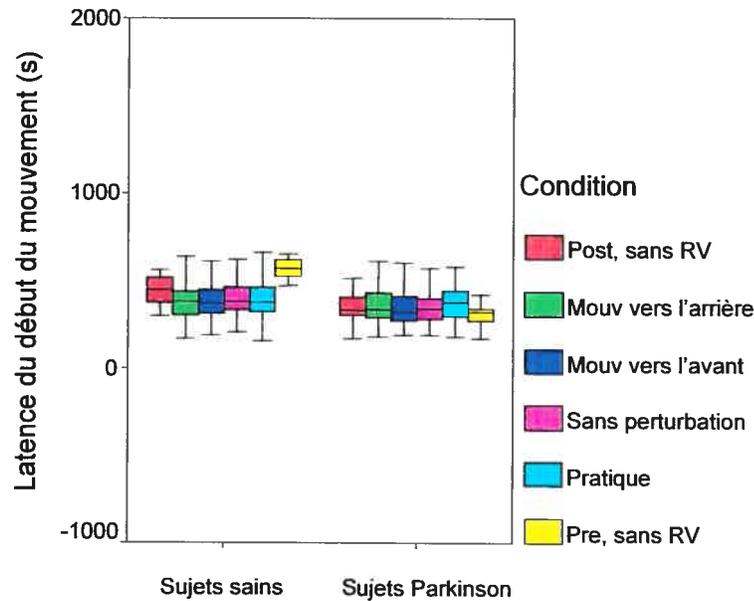


Figure 12 : Latence entre le signal sonore et le début du mouvement pour la tâche de se lever d'une chaise

8.1.2- Délai avant vitesse maximale

Il n'y a pas de différence significative entre les différentes conditions de réalité virtuelle. Cependant, cela ne veut pas dire que le mouvement est à ce point automatique ou qu'il ne dépend pas de la vision et qu'aucune variation ne peut être observée. En effet, nous avons encore une fois obtenu des différences significatives entre les essais effectués avec ou sans la réalité virtuelle. La vitesse maximale est atteinte plus rapidement dans l'environnement normal que dans l'environnement virtuel. Le flot optique ne semble donc pas avoir d'influence sur le mouvement de se lever d'une chaise dans les deux groupes étudiés.

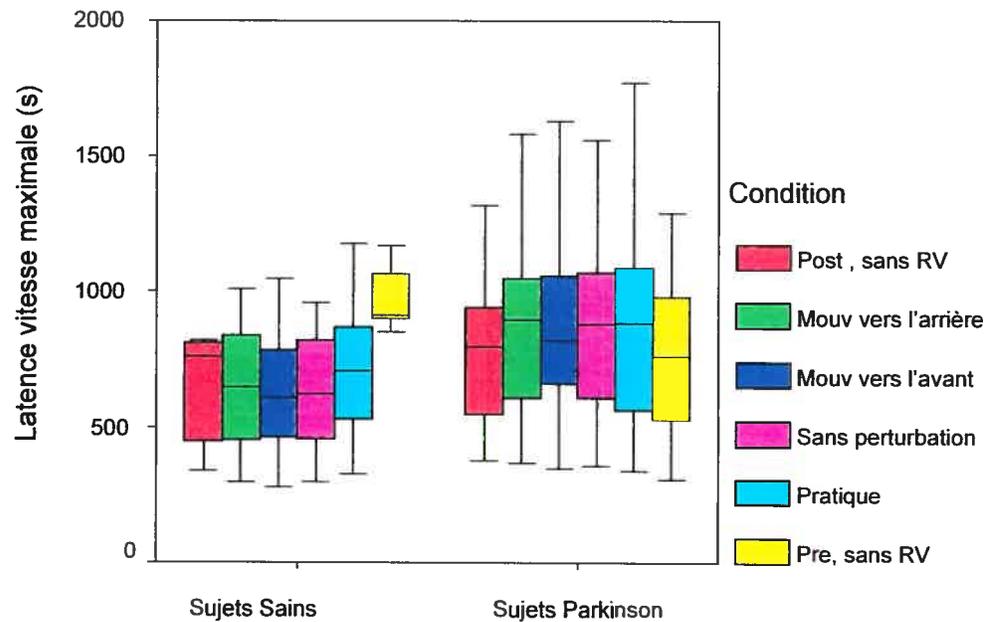


Figure 13 : Latence vitesse maximale pour la tâche de se lever d'une chaise

8.1.3- Temps du mouvement

C'est cette variable qui semble être la plus intéressante à observer. Aucune indication n'a été donnée aux sujets quant à la vitesse du mouvement. Il a été demandé de réagir le plus rapidement possible au signal sonore, mais nous avons demandé de faire le mouvement de manière naturelle. Les variations entre les différentes conditions devraient donc être provoquées par les conditions elles mêmes. C'est pour cette variable que les variations entre les essais avec et sans la réalité virtuelle sont les plus marquées. En effet, cette mesure englobe en quelque sorte le délai avant la vitesse maximale, puisque si la vitesse maximale est atteinte plus rapidement, il semble normal que le mouvement soit

complété plus rapidement aussi. Toutes les conditions de réalité virtuelle sont significativement plus lentes que les conditions sans la réalité virtuelle de façon significative ($\alpha \leq 0,05$). Cela, pour le groupe Parkinson puisqu'un nombre insuffisant de données est disponible pour le groupe contrôle sans la réalité virtuelle. Pour ce qui est du groupe contrôle, on observe un temps légèrement plus élevé pour la pratique, mais cette différence n'est pas significative ($\alpha \leq 0,15$). Pour ce qui est de la différence entre la pratique et les autres conditions de réalité virtuelle, la plupart (4 sur 7) sujets sains prennent plus de temps à réaliser le mouvement durant la pratique. Pour un sujet (sujet R), le temps du mouvement était plus rapide durant la pratique que durant les autres essais. Étant donné qu'aucune indication n'a été donnée relativement à la vitesse du mouvement, les sujets le faisaient comme à leur vitesse normale. Les sujets du groupe Parkinson prennent sensiblement le même temps pour toutes les conditions de réalité virtuelle, qu'ils soient habitués au système ou pas.

8.2-Marcher

8.2.1- Latence

Comme pour la tâche de se lever d'une chaise, la latence ne varie généralement pas significativement d'une condition à un autre. La latence est donc très stable pour les différentes conditions et ne semble pas être tellement influencée par la vision. Seul le sujet M a obtenu des latences plus courtes pour les conditions avec flot optique perturbé. Nous en discuterons plus en détails dans la section des cas particuliers.

8.2.2- Longueur des pas

Elle varie de façon significative si la marche est faite dans un environnement virtuel ou dans l'environnement normal du laboratoire, comme on peut le voir à la Figure 14. Il est à noter cependant que l'environnement n'est pas de la même nature. L'environnement virtuel

consistait en un corridor artificiel peu réaliste. L'environnement normal était la salle d'expérimentation. Nous avons voulu au départ utiliser un environnement virtuel se rapportant à la salle réelle, mais cela s'est avéré impossible à cause des perturbations. Pour les essais avec des perturbations, le sujet se retrouvait à l'extérieur de la pièce virtuelle parce que la distance parcourue se retrouvait additionnée d'une perturbation. Le sujet se retrouvait donc à passer à travers les murs virtuels, ce qui n'est pas acceptable. Avec le corridor virtuel, il ne risquait pas de passer à travers les murs parce que la marge de manœuvre était plus grande. Dans ce corridor virtuel, la longueur des deux premiers pas de la plupart des sujets était plus courte que dans l'environnement réel. Il serait intéressant de voir si le même phénomène se produit quand les deux environnements sont de même nature. Il faudrait faire l'expérience dans le laboratoire virtuel sans les perturbations.

Pour ce qui est des différentes conditions effectuées dans l'environnement virtuel, nous avons encore trouvé une différence au niveau de la pratique. Les pas étaient moins grands, ce qui est normal car le sujet doit se familiariser avec un nouvel environnement, ce qui est le but de la période de pratique. Cette observation n'est donc pas du tout surprenante, mais ce qui est surprenant, c'est que les perturbations ne font pas varier significativement la longueur des pas. Nous nous attendions à ce que les perturbations visuelles affectent la longueur des pas, puisque la marche dépend beaucoup de la vision. Mais nous avons été surpris de constater que les perturbations étudiées n'avaient pas d'effet. Peut-être que des perturbations plus dramatiques ou plus longues auraient davantage d'effet.

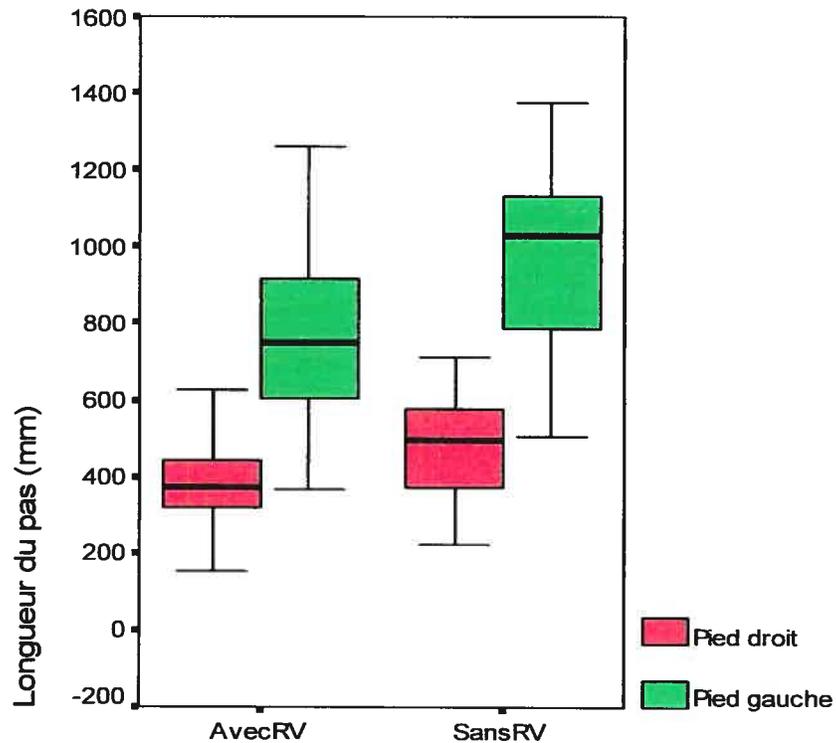


Figure 14 : Longueur de pas avec et sans réalité virtuelle pour le groupe de patients

8.3- Cas particuliers

8.3.1- Sujet D

Ce patient a été testé deux fois, avec et sans médicaments. Pour tous les paramètres et toutes les conditions, nous n'avons pas observé de différence significative. Donc pour ce sujet, la médication ne semblait pas changer son comportement par rapport aux perturbations étudiées. Cependant, lorsqu'il était sous l'effet des médicaments, le sujet s'est comporté davantage comme un sujet sain par rapport à la performance lors de la pratique.

C'est-à-dire que la longueur de ses pas était plus courte durant la pratique, mais qu'elle est restée stable lors du reste de l'expérience.

8.3.2- Sujet M

Ce sujet a eu le comportement attendu. On peut voir la latence obtenue pour chacun des essais de ce sujet dans la Figure 15. Cependant, il avait une plus grande connaissance du protocole de l'expérience que les autres sujets, puisqu'il était au courant des perturbations visuelles utilisées. Il a donc probablement été influencé par ses connaissances du protocole de l'expérience. Peut-être qu'étant donné qu'il savait qu'on étudiait l'effet des perturbations sur la démarche, il s'est probablement mis dans un état d'esprit où ces perturbations avaient un effet plus grand sur son comportement. Étant donné que les autres sujets n'avaient pas connaissance de ces perturbations, ils ont peut-être conservé les mêmes paramètres de marche parce que la consigne était de faire les tâches normalement. Si la consigne avait souligné de porter plus d'attention aux stimuli visuels, les résultats auraient peut-être été différents.

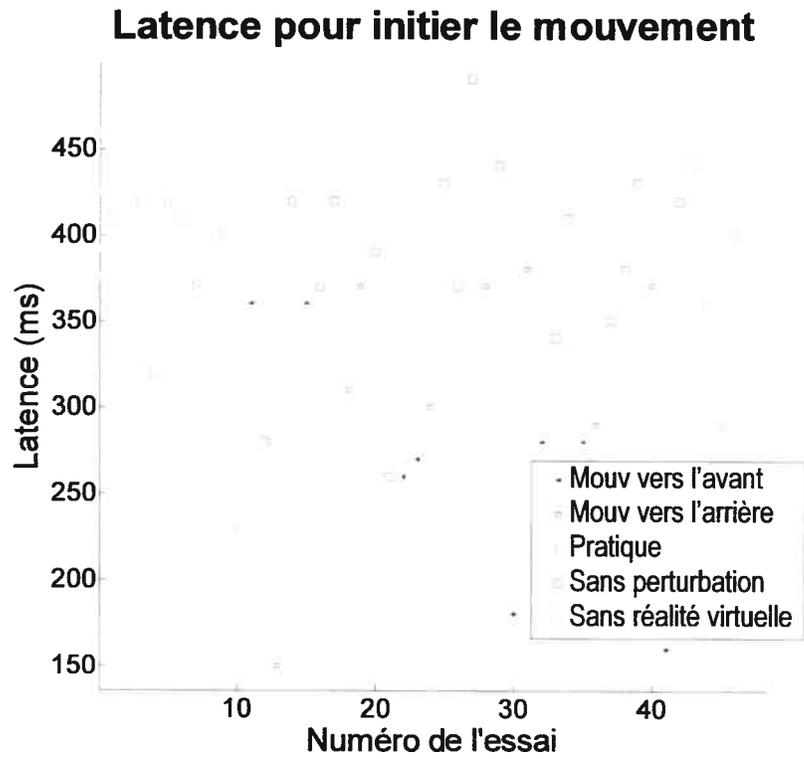


Figure 15 : Latence pour initier le mouvement pour le sujet sain M

8.3.3- Sujet A

Ce sujet a été le seul qui a eu un comportement conforme à notre hypothèse de départ pour la tâche de se lever d'une chaise. Il s'agit peut-être d'un hasard, cependant, il est aussi possible que ce sujet ait été prédisposé à subir l'influence des perturbations utilisées. Peut-être devrions-nous tester ce sujet à nouveau afin de voir si son comportement était dû à la chance ou si son système de contrôle moteur se conforme réellement à notre hypothèse de départ qui stipulait que les perturbations visuelles utilisées devraient influencer la démarche de sujets atteints de la maladie de Parkinson.

8.3.4- Sujet S

Pour la plupart des sujets, les 8 essais de pratique étaient suffisants pour qu'ils soient suffisamment à l'aise dans l'environnement virtuel pour que les paramètres de leurs mouvements se stabilisent. Cependant, un sujet sain a mis plus de temps à s'adapter à cet environnement. La pente d'apprentissage est bien visible lorsqu'on observe la longueur des pas de ce sujet. Ce n'est qu'à partir d'environ le 45^e essai que la longueur des pas se stabilisent chez ce sujet. Dans la Figure 16, on peut voir les formes pleines qui représentent les pas pris du pied gauche et les formes en contour qui représentent les pas pris avec le pied droit. Comme le premier pas était toujours effectué avec le pied droit, il est moins long que le deuxième pas avec le pied gauche, qui est un pas complet. Le premier pas est en quelque sorte un demi pas puisque le sujet commence avec les pieds côte à côte. Certains sujets prennent un peu plus de temps que d'autres à s'adapter à l'environnement virtuel, mais le sujet S est vraiment dans une classe à part. Il aurait été intéressant de connaître la familiarité de ce sujet avec les ordinateurs ou autres médias s'apparentant à la réalité virtuelle. Il serait bon d'inclure un questionnaire permettant d'évaluer cette familiarité dans des études futures impliquant la réalité virtuelle.

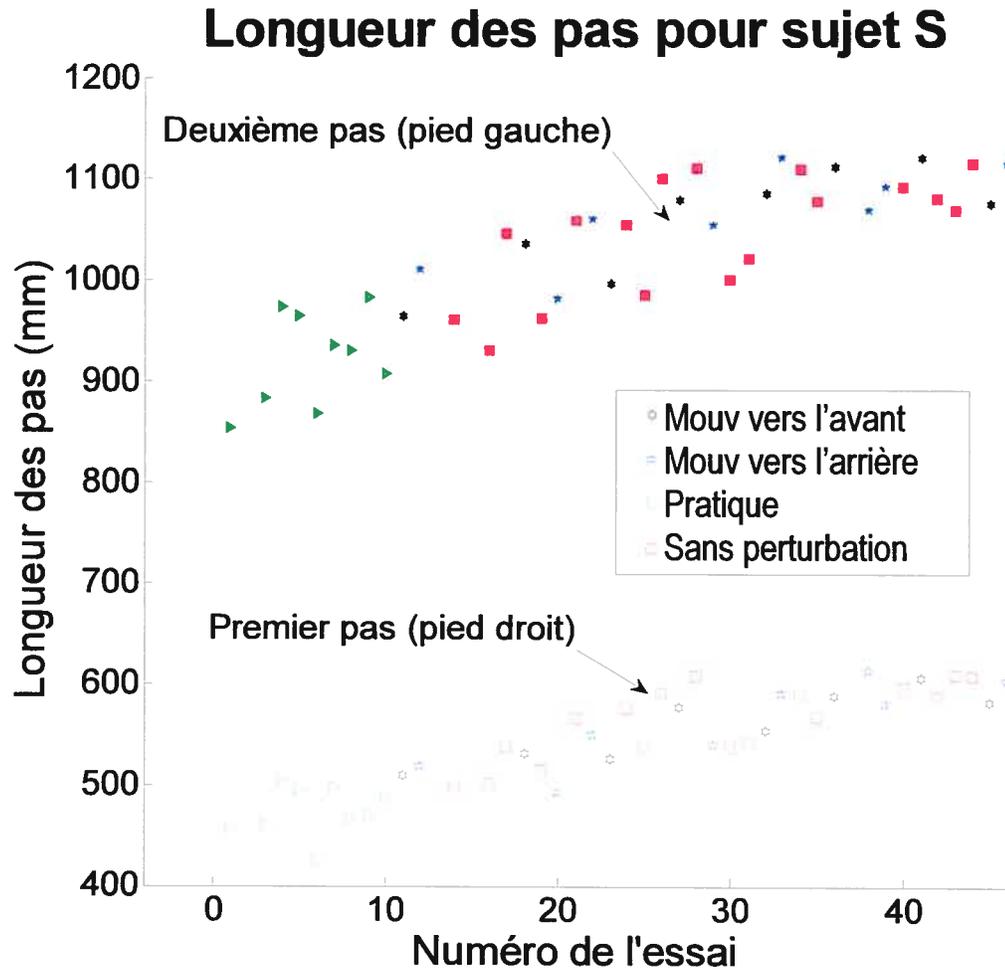


Figure 16 : Longueur des pas pour le sujet sain S.

9- Discussion

Le temps de réaction n'est pas affecté par les différentes conditions étudiées, cela peut s'expliquer par le fait qu'on s'attend à ce que la vision affecte davantage le mouvement en soi que le temps de réaction. La vision ne semble pas jouer un grand rôle dans le temps de réaction puisque le flot optique n'y est pas en mouvement. Il serait intéressant d'étudier des patients atteints de la maladie de Parkinson ayant des problèmes spécifiques d'enrayage cinétique afin de voir s'il est possible d'améliorer leur temps de réaction, ou l'occurrence des épisodes d'enrayage cinétique. Il faudrait cependant les mettre dans une situation plus propice à l'enrayage cinétique (comme passer dans une porte, changer la texture sur le sol, ou d'autres environnements plus complexes). L'environnement virtuel devrait donc être modifié en conséquence. Il ne faut pas mettre de côté les temps de réaction dans des études futures car d'autres types de perturbations pourraient avoir un effet sur ce paramètre. Il faudrait trouver un moyen de trouver les perturbations les plus efficaces possibles. Peut-être en testant leur effet sur l'équilibre dans une position statique.

Nous avons élaboré notre environnement virtuel de façon à ce que les sujets atteints de la maladie de Parkinson puissent y évoluer le mieux possible. Nous avons donc utilisé un environnement ayant des propriétés qui ont été démontrées comme favorisant la démarche des patients. Par exemple, nous n'avons pas surchargé l'environnement, nous avons placé des lignes sur le plancher et nous avons élaboré un long corridor uniforme. Tous ces éléments ont peut-être trop favorisé les sujets atteints de la maladie de Parkinson et ont atténué les manifestations de la maladie. Dans une prochaine étude, il faudrait essayer un environnement virtuel favorisant l'enrayage cinétique en mettant les sujets dans des situations difficiles. Même le signal sonore est un dispositif qui aide les patients à éliminer l'enrayage cinétique. Dans une étude future, on pourrait utiliser un signal visuel à

la place. Par exemple une lumière verte qui s'allume, ou une porte en face du sujet qui s'ouvre.

Les analyses effectuées ont été faites sur des observations d'un état transitoire. Le fait que le patient soit en transition rend les mesures de la démarche difficiles à interpréter. Car un individu peut très bien prendre plus de pas pour entrer véritablement dans la marche. Donc le premier pas n'est pas représentatif de sa démarche. Mais à cause des limitations de nos appareils de mesure, c'est le seul paramètre que nous pouvions étudier. Nous aurions pu aussi étudier la vitesse de déplacement, mais nous aurions rencontré les mêmes problèmes puisque le mouvement est transitoire (il est même transitoire à la fin puisque le sujet devait s'arrêter rapidement pour éviter d'entrer en contact avec la caméra Optotrak).

Il serait donc intéressant d'étudier la marche dans son état stable. Il faudrait donc utiliser un tapis roulant, car on est tout de même limité dans l'espace à cause du câble de l'affichage facial, même si on a un système de capture du mouvement avec un champ d'action plus grand. D'autres types de perturbations pourraient alors être étudiées, alors l'observation et l'analyse des paramètres (longueur des pas et vitesse de déplacement) serait moins problématique. En faisant marcher en continu le sujet, il serait possible d'appliquer des perturbations ponctuelles ou de plus longue durée et de voir comment la longueur des pas et la vitesse de marche varient face à ces perturbations. Il serait même possible d'utiliser différents types d'environnements virtuels pour voir l'effet de stimuli visuels spécifiques, tels que mentionnés au début de cette discussion.

Les différences observées entre les essais effectués dans la réalité virtuelle et la réalité normale pourraient être dues à l'encombrement du casque de réalité virtuelle. Comme le casque a un poids assez important et que de nombreux fils y sont branchés, il est normal que le mouvement se trouve ralenti. Il faudrait tester la même tâche dans l'environnement normal avec un dispositif possédant le même encombrement que le casque de réalité virtuelle. Cette mesure de référence serait une bonne façon de connaître la véritable influence de la réalité virtuelle. Il serait peut-être même bon de faire une mesure

de la même tâche sans la vision. Finalement, une dernière mesure de référence intéressante à avoir serait l'influence des perturbations sur une posture stationnaire à l'équilibre. Cependant, toutes ces mesures prolongent le temps d'expérimentation qui est déjà assez long, mais auraient avantage à être effectuées quand même, ou à tout le moins être considérées dans une étude future.

Pour terminer, nous avons observé dans cette étude que la période de pratique est importante, puisque tous les sujets doivent s'adapter à ce nouvel environnement virtuel. Ils doivent aussi se familiariser avec la tâche et la disposition du laboratoire. Nous avons vu que certains sujets prenaient plus de temps que d'autres à être à l'aise dans cet environnement. Ceci est peut-être dû à leur connaissance limitée de systèmes semblables. Pour les prochaines études, nous devrions élaborer un questionnaire pour évaluer le degré de familiarité du sujet avec des expériences similaires (jeux, films, émission à la télé, etc.).

10- Conclusion

Les résultats obtenus sont encourageants puisque même si nous n'avons pas effectué de sélection sévère des sujets, nous avons observé des résultats pour certains d'entre eux. Certains ajustements devront être effectués pour les études subséquentes. Cependant, la réalité virtuelle demeure un moyen efficace d'étudier le rôle de la vision dans la démarche normale et pathologique. En comprenant davantage ce rôle, de nouvelles approches de réadaptation pourraient être développées. Certaines de ces nouvelles approches pourraient même utiliser des environnements virtuels.

11- Bibliographie

- Adler CH, Stecker M, Shils J, Stern M. (1992) *Voluntary movement analysis in Parkinson's and hemiparkinson's disease*. *Mov Disord*; 7(suppl 1):113
- Agostino R, Berardelli A, Formica A, Accornero N, Manfredi M. (1992). *Sequential arm movements in patients with Parkinson's disease, Huntington's disease and dystonia*. *Brain*, 115: 1481-1495.
- Albin RL, Young AB, Penney JB. (1989). *The functional anatomy of basal ganglia disorders*. *Trends Neuro Sci*, 12:366-375
- Allison L (1995) *Balance disorder*, dans: Umphred DA (Ed.), *Neurological Rehabilitation, 3rd Edition*, Mosby-Year Book Inc., St. Louis.
- Anderson KC, Siegel RM. (1999) *Optic flow selectivity in the anterior superior temporal polysensory area, STPa, of the behaving monkey*. *J. Neurosci*. 19: 2681-2692.
- Baheux K, Yoshizawa M, Tanaka A, Yamada Y, Seki K, Handa Y (2003) *A Virtual Reality System for Diagnosis and Rehabilitation of Patients with Hemispatial Neglect*. *Technol Health Care*. 13(4):245-60
- Baños RM, Botella C, Perpiñá C, Alcañiz M, Lozano JA, Osma J, et Gallardo M (2002) *Virtual Reality Treatment of Flying Phobia*. *IEEE Trans Inf Technol Biomed*. Sep;6(3):206-12.
- Bartholini G, Pletscher A. (1968). *Cerebral accumulation and metabolism of C14-dopa after selective inhibition of peripheral decarboxylase*. *J Pharmacol Exp Ther*. 161:14-20
- Berheimer H, Birkmayer W, Hornykiewicz O, et al. (1973). *Brain dopamine and the syndrome of Parkinson and Huntington: Clinical, morphological and neurochemical correlations*. *J Neuro Sci*, 20:415-455
- Berthoz A, Pozzo T. (1988) *Intermittent head stabilization during postural and locomotory tasks in humans*. In: B. Amblard, A. Berthoz and F. Clarac (eds), *Posture and gait: Development, adaptation and modulation*. Excerpta Medica, Amsterdam, New York, Oxford, pp.189-198.

- Birkmayer W, Hornykiewicz O. (1962) *The L-dihydroxyphenylalanine (L-DOPA) effect in Parkinson's syndrome in man: On the pathogenesis and treatment of Parkinson's akinesia*. Arch Psychiatr Nervenkr Z Gesamte Neurol Psychiatr. 203:560-74
- Blouin J, Bard C, Teasdale N, Paillard J, Fluery M, Forget R, Lamarre Y. (1993) *Reference systems in the coding of target location in normal subject and a deafferented patient*. Exp. Brain Res. 93: 324-331.
- Boian RF, Deutsch JE, Lee CS, Burdea GC, Lewis J (2003) *Haptic Effects for Virtual Reality-based Post-Stroke Rehabilitation* Proceedings of the 11th Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems (HAPTICS'03):247
- Boller F, Passafiume D, Keefe NC, et al. (1984) *Visuospatial impairment in Parkinson's disease. Rôle of perceptual and motor factor*, Arch Neurol, 1984;41:485-490
- Bradley DC, Maxwell M, Andersen RA, Banks MS, Shenoy KV. (1996) *Mechanisms of heading perception in primate visual cortex*. Science Abst 273 (5281): 1544.
- Burdea G. (1993) *Virtual Reality Systems and Applications* Electro'93 International Conference, Edison, NJ, 1993:164.
- Burdea G, Popescu V, Hentz V et Colbert K (2000) *Virtual Reality-Based Orthopedic Telerehabilitation*, IEEE Trans Rehabil Eng. Sep;8(3):430-2.
- Burdea G, Coiffet G (2003) *Virtual Reality Technology*. Wiley-Interscience
- Canavan AGM, Passingham RE, Marsden CD, et al. (1990) *Prism adaptation and other tasks involving spatial abilities in patients with Parkinson's disease, patients with frontal lobe lesions and patients with unilateral temporal lobectomies*. Neurologia. 1990;28:969-984
- Cedarbaum JM, Kutt H, McDowell FH. (1989) *A pharmacokinetic and pharmacodynamic comparison of Sinemet CR (50/200) and standard Sinemet (25/100)*. Neurology. 1989;39(suppl 2):45-52

- Cherng RJ, Su FC, Chen JJ, Kuan TS (1999) *The effect of sensory organization on the static standing balance in children with spastic diplegic cerebral palsy*, Am. J. Phys. Ther. 78: 336–343
- Cherng RJ, Lee HY, Su FC (2003) *Frequency spectral characteristics of standing balance in children and young adults*, Med. Eng. & Phys. 25: 509–515
- BH Cho, Jong-Min Lee, JH Ku, DP Jang, JS Kim, In-Young Kim, JH Lee, Sun I. Kim (2002) *Attention Enhancement System using Virtual Reality and EEG Biofeedback*, Proceedings of the IEEE Virtual Reality (VR.02): 156-163
- Colby CL. (1998) *Action-oriented spatial reference frames in cortex*. Neuron 20: 15-24.
- Deutsch JE, Latonio J, Burdea G et Boian R (2001a) *Post-Stroke Rehabilitation with the Rutgers Ankle System – A case study*, Presence, MIT Press, Vol. 10(4), pp. 416-430
- Deutsch JE, Latonio J, Burdea GC, Boian R. (2001b) *Rehabilitation of musculoskeletal injuries using the Rutgers Ankle haptic interface: Three case reports*. Eurohaptics 1: 11-16.
- Deutsch JE, Merians AS, Burdea GC, Boian R, Adamovich SV, Poizner H. (2002) *Haptics and virtual reality used to increase strength and improve function in chronic individuals post-stroke: Two case reports*. Neurology Rep. 26: 79-86.
- Dong PJ, Ku HJ, Choi YH, Wiederhold BK, Nam SW, Kim IY, et Kim SI (2002) *The Development of Virtual Reality Therapy (VRT) System for the Treatment of Acrophobia and Therapeutic Case*. IEEE Trans Tech Biomed, VOL. 6, NO. 3
- Feldman AG, Levin MF. (1995) *Positional frames of reference in motor control: The origin and use*. Behav. Brain Sci. 18: 723-806
- Feldman AG. (1998) *Spatial frames of reference for motor control*, In: ML Latash (ed). *Bernstein's Traditions in Motor Control, Vol. 1, Human Kinetics: Champaign IL*, pp. 289-314.
- FitzGerald PM, Jankovic J. (1989) *Lower body Parkinsonism: evidence for vascular etiology*. Mov Disord;4:249-260

- Fox, G.K., Bowden, S.C., Smith, D.S. (1998) *On-road assessment of driving competence after brain impairment. Review of current practice and recommendation for a standardised examination.* Arch of Phys Med and Rehab, 79:1288-1296;
- Furnée H. (1997) *Real Time Motion Capture Systems In: Three-Dimensional Analysis of Human Locomotion* édité par Paul Allard, Aurelio Cappozzo, Arne Lundberg, Christopher L Vaughan pp 67-106
- Gerfen, C.R. 2000. Molecular effects of dopamine on striatal-projection pathways. Trends Neurosci. 23 (Suppl.), S64_ S70.
- Gibson JJ (1950) *Perception of the visual world.* Houghton, Muffin, Boston.
- Gibson JJ (1966) *The senses considered as perceptual systems.* George Allen & Unwin Ltd, Ruskin House, London.
- Goodale MA. (1998) Visiomotor control: Where does vision end and action begin? Curr. Biology 8: R489-R491.
- Girone M, Burdea G, Bouzit M, Popescu VG, et Deutsch J (2001) "*A Stewart Platform-based System for Ankle Telerehabilitation*", Special Issue on Personal Robotics, Autonomous Robots, Vol. 10, pp. 203-212, Kluwer
- Girone M, Burdea G, Bouzit M, Popescu VG et Deutsch J (2000) "*Orthopedic Rehabilitation using the 'Rutgers Ankle' Interface*," Proceedings of Virtual Reality Meets Medicine 2000, IOS Press, pp. 89-95
- Girotti F, Soliveri P, Carella, et al. (1988) *Dementia and cognitive impairment in Parkinson's disease.* J Neurol Neurosurg Psychiatry;51:1498-1502
- Goetz CG, Tanner CM, Stebbins SB, Buchman AS. (1988) *Risk factors for progression in Parkinson's disease.* Neurology , 38:1841-1844
- Goldenberg G, Wimme A, Auff E, Schnaberth G. (1986) *Impairment of motor planning in patients with Parkinson's disease: evidence from ideomotor apraxia testing.* J Neurol Neurosurg Psychiatry;49:1266-1272
- Harris JM, Rogers BJ. (1999) *Going against the flow.* Trends Cogn. Sci. 3: 449-450.

- Hodges LF, Anderson P, Burdea GC, Hoffman HG, Rathbaum R0 (2001). *Treating Psychological and Physical Disorders with VR*. IEEE Computer Graphics and Applications.
- Holden MK, Dyar T, Callahan J, Schwamm L, Bizzi E. (2000) *Motor learning and generalization following virtual environment training in a patient with stroke*. Neurol Rep 24:170-171.
- Holden MK, Dyar T, Callahan J, Schwamm L, Bizzi E. (2002) *Quantitative assessment of motor generalization in the real world following training in a virtual environment in patients with stroke*. Neurol Rep 25:129-130.
- Holden M, Todorov E, Callahan J, Bizzi E. (1999) *Case report: Virtual environment training improves motor performance in two stroke patients*. Neurol Rep. 23: 57-67.
- Hollerbach JM, Xu Y, Christensen R, et Jacobsen (2000) SC. *Design specifications for the second generation SarcosTreadport locomotion interface*. Dans Haptics Symposium, Proc. ASME Dynamic Systems and Control Division, volume 69, pages 1293-1298.
- Hovestdt A, De Jong GJ, Meerwaldt JD (1987). *Spacial disorientation as an early symptom of Parkinson's disease*. Neurology;37:485-487
- Huchler S, Jörg A, Golz D, Netz J, Hömberg V, Karbe H (2001) *Evaluation of driving simulation*, Europa Mediphysica, Vol 37- No 4:283-290
- Iwata H, Yano H, et Nakaizumi F, (2001) *Gait master: Aversatile locomotion interface for uneven virtual terrain*, in *Proceedings of the IEEE VR01 Conference*, Yokohama, Japan:131
- Jankovic J. Marsden CD (1988) *Therapeutic strategies in Parkinson's disease*. In: *Parkinson's Disease and movement Disorders*. Baltimore: Urban & Schwarzenberg :95-120
- Jankovic J, McDrumott N, Carter J et al. (1991a) *Variable expression of Parkinson's disease*. Neurology 41:1298-1300.

- Jankovic J. (1991b) *Clinical aspects of Parkinson's disease*. In: *New Trends in the treatment of Parkinson's disease*. Carnforth, England: Parthenon Publishing
- Jaffe MJ, Bruno G, Campbell G, et al. (1987) *Ganzfeld electroretinographic findings in Parkinsonism: untreated patients and the effect of levodopa intravenous infusion*, *Journal of Neurol Neurosurg Psychiatry*. 50:847-852
- Johanson Elise, Gait Laboratory : *Structure and Data Gathering* tiré de *Human Walking* (1994) Édité par Jessica Rose, James G Gamble pp 203-250
- Jones RD, Donaldson IM (1995), *Fractionation of visuoperceptual dysfunction in Parkinson's disease*, *Journal of the Neurological Sciences* 131: 43-50
- Kandel ER, Schwartz JH, Jessell TM (2000), *Principles of Neural Science, Fourth Edition*, McGraw-Hill
- Korteling, J.E., Kaptein, N.A. (1996) *Neuropsychological driving fitness tests for brain-damage subjects*, *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 77:138-146
- Kostic V, Przedborski S, Flaster E, Sternic N. (1991) *Early development of levodopa induced dyskinesias and response fluctuation in young-onset Parkinson's disease*. *Neurolog*, 41:202-205
- Lance JW (1980), *The control of muscle tone, reflexes, and movement: Robert Wartenberg lecture*. *Neurology*. 30:1303-1313
- Langston JW, Ballard PA, Tetrud JW, Irwin I. (1983) *Chronic parkinsonism in humans due to a product of meperidine analogue synthesis*. *Science*, 219:979-980
- Lee HY, Cherng RJ, Lin CH. *Development of a virtual reality environment for somatosensory and perceptual stimulation in the balance assessment of children*. *Comput Biol Med*. 2004 Dec;34(8):719-33
- Levin BE, Llabre MM, Weiner WJ. (1989) *Cognitive impairment associated with early Parkinson's disease*. *Neurology*; 39:557-561
- Levin BE. (1990) *Spacial cognition in Parkinson's disease*. *Alzheimer Dis Assoc Disord*;4:161-170

- Liu L, Watson B, Miyazaki M (1999) *VR for Elderly: Quantitative and Qualitative Differences in Performance with a Driving Simulator*, CyberPsychology & Behaviour, Volume 2, Number 6
- Majsak MJ, Kaminski T, Gentile AM, Flanagan JR (1998) *The reaching movements of patients with Parkinson's disease under self-determined maximal speed and visually cued conditions*. Brain 121:755–766
- Marsden CD. (1984) *Functions of the basal ganglia* CIBA Foundation Symposium No 107 (edited by D Evred and M O'Connor), pp225-236. Pitman, London
- McGee J, J. Buckwalter, M. Thieboux, C. van der Zaag, D. Sisemore, A. Rizzo. (2000) *Virtual reality assessment of visuospatial abilities in seniors*. CyberPsych. and Behav., 3(2),
- Merians AS, Boian R, Tremaine M, et al. (2002) *Rehabilitation in a virtual reality environment modifies hand function* . Neurorehabilitation and Neural Repair;16(1):15.
- Miyasato T (2000) *Tele-nursing system with realistic sensations using virtual locomotion interface*. In: Proceedings of the 6th ERCIM Workshop "User Interfaces for All", Florence,Italy:p 7.
- Morris ME, Ianssek R, Matyas TA, et al. (1996) *Stride length regulation in Parkinson's disease. Normalization strategies and underlying mechanisms*. Brain;119:551–68.
- Morris M, Ianssek R, Matyas T, et al. (1998) *Abnormalities in the stride length-cadence relation in parkinsonian gait*. Mov Disord;13:61–9.
- Moody, L. Baber, C. Arvanitis, T. N. (2002). *Objective Surgical Evaluation based on Haptic Feedback*. In Westwood, J.D. et al. *Medicine Meets Virtual Reality 02/10. Digital Upgrades: Applying Moore's Law to Health*. Amsterdam: IOS Press/ Ohmsha. 304-310
- Myron WK, *Artificial Reality II*. Reading, MA: Addison-Wesley,1991.

- Neisser U (1978) *Memory: What are the important questions?* Dans M. Gruneberg, P. Morris, & R. Sykes (Eds.), *Practical Aspects of Memory*; pp 3-24, London: Academic Press.
- Nambu A, Tokuno H, Takada M (2002) *Functional significance of the cortico-subthalamo-pallidal 'hyperdirect' pathway*, *Neuroscience Research* 43;111-117
- Nam Gyun Kim, Choong Ki Yoo, and Jae Joong Im (1999) *A New Rehabilitation Training System for Postural Balance Control Using Virtual Reality Technology*, *IEEE Trans Rehab Eng*, 7(4):482-5
- Nouillot P, Bouisset S, Do MC (1992) *Do fast voluntary movements necessitate anticipatory postural adjustments even if equilibrium is unstable?* *Neurosci. Lett.* 147 (1992) 1-4
- Olanow CW. (1990) *Oxidation reactions in Parkinson's disease*. *Neurology*; 40 (suppl 3): 32-37
- Orban GA. et al. (1992) *First-order analysis of optical flow in monkey brain*. *Proc. Natl. Acad. Sci. USA.* 89: 2595-2599.
- Parkinson J. (1817), *An Essay on the shaking Palsy*. London. Wittingham and Rowland, for Sherwood, Neely and Jones
- Parkinson Study Group. (1989) *Effect of deprenyl on the progression of disability in early Parkinson's disease*. *N Engl J Med.* 1989;321:1364-1371
- Perry J, *Gait Analysis* (1992); Slack, Inc. pp 358-377
- Poizner H, Fookson O, Berkinblit MB, Hening W, Feldman AG, Adamovich SV. (1998) *Pointing to remembered targets in 3D space in Parkinson's disease*. *Mot Control*, 2:251-277.
- Poizner H, Feldman AG, Levin MF, Berkinblit MG, Hening W, Patel A and Adamovich SV. (2000) *The timing of arm-trunk coordination is deficient and vision dependent in Parkinson's patients during reaching movements*. *Exp Brain Res*, 133: 279-292.
- Prisco, GM; Avizzano, CA; Calcara, M; Ciancio, S; Pinna, S; Bergamasco, M (1998) *A virtual environment with haptic feedback for the treatment of motor dexterity*

- disabilities* In: Proceedings of the 1998 IEEE, International Conference on Robotics & Automation, Leuven Belgium, Pages: 3721-3726 vol.4
- Rajput AH, Rozdulsky AL. (1991) *Occurrence of resting tremor in parkinson's disease*. Neurology. 41:1298-1300
- Ransmayr G, Schmidhuber-Eiler B, Karamat E, et al. (1987) *Visuoperception and visuospatial and visurotational performance in Parkinson's disease*. J Neurol.; 235:99-101
- Riess TJ. (1998) *Gait and Parkinson's disease: a conceptual model for an augmented-reality based therapeutic device*. Stud. Health Technol. Inform 58: 200-208.
- Rizzo A, Buckwalter J, Neumann U, Kesselman C, Thiebaut M, Larson P, & van Rooyen A (1998) *The virtual reality mental rotation/spatial skills project: Preliminary findings*. CyberPsych. and Behav., 1, 107-113
- Rizzo A, Buckwalter JG, van der Zaag C, Neumann U, Thiebaut M, Chua C, van Rooyen A, and Larson P (2000). *Virtual Environment Applications in Neuropsychology*. In: Proceedings of the IEEE Virtual Reality 2000 Conference. IEEE Press: Los Alamitos, CA; pp 63-70
- Rizzo A, Wiederhold M, & Buckwalter J. (1998) *Basic Issues in the use of virtual environments for the mental health applications*. In G. Riva, B.K. Wiederhold, & E. Molinari (Eds.), *Virtual Environments in Clinical Psychology and Neuroscience*, pp 21-42, IOS Press: Amsterdam
- Rosen J., M. MacFarlane, C. Richards, B. Hannaford, C. Pellegrini, M. Sinanan (1999) *Surgeon/Endoscopic Tool Force-Torque Signatures In The Evaluation of Surgical Skills During Minimally Invasive Surgery*, Studies in Health Technology and Informatics - Medicine Meets Virtual Reality, Vol. 62, pp. 290-296
- Rothbaum BO et al.(1995) *Virtual Reality Graded Exposure in the Treatment of Acrophobia: A Case Report*, Behavior Therapy, 26:547-554.

- Rovetta A, Lorini F, Canina MR. (1997) *Virtual reality in the assessment of neuromotor diseases: measurement of time response in real and virtual environments*. Stud Health Technol. Inform. 44: 165-184.
- Roy SK, *The Science of Virtual Reality and Virtual Environments*. Reading, MA: Addison-Wesley, 1993.
- Rushton SK, Harris JM, Lloyd M, Wann JP (1998) *Guidance of locomotion on foot uses perceived target location rather than optic flow*. Curr Biol 8:1191-1194.
- Sherman WR, Craig AB, (2003) *Understanding Virtual Reality*. Morgan Kaufman Publishers.
- Siegel RM, Read HL. (1997) *Analysis of optic flow in monkey parietal area 7a. Cereb Cortex. 7: 327-346*.
- Song CG, Kim JY, Kim NG (2004) *A New Postural Balance Control System for Rehabilitation Training Based on Virtual Cycling*. IEEE Trans Inform Tech in Biomed, Vol. 8, No. 2
- Stern Y, Mayeux R, Hermann A, Rosen J. (1988) *Prism adaptation in Parkinson's disease*. J Neurol Neurosurg Psychiatry. 51:1584-1587.
- H Stolze, J P Kuhtz-Buschbeck, H Drücke, K Jöhnk, M Illert and G Deuschl (2001) *Comparative analysis of the gait disorder of normal pressure hydrocephalus and Parkinson's disease* J. Neurol. Neurosurg. Psychiatry ;70:289-297
- Tzovaras D, Nikolakis G, Fergadis G, Malasiotis S & Stavrakis M (2004) *Design and Implementation of Haptic Virtual Environments for the Training of the Visually Impaired*; IEEE Trans Neur Syst rehab eng, 12(2): 266-278
- Villardia C, Smirni P, Le Pira F, et al. (1982) *Mental deterioration, visuoperceptive disabilities and constructional apraxia in Parkinson's disease*. Acta Neurol Scand.; 66:112-120
- VPL (1993) *Product Literature on DataGlove Model 4*, VPL Research Inc., 3877 East Bayshore Road, Palo Alto, CA 94303

- Warren WH Jr, Kay BA, Zosh WD, Duchon AP, Sahuc S. (2001) *Optic flow is used to control human walking*. Nature Neurosci. 4: 213-216.
- Wegener L, Kisner C, Nichols D (1997) *Static and dynamic balance responses in persons with bilateral knee osteoarthritis*, J. Orthop. Sports Phys. Ther. 25:13–18.
- Weiss PL, Rand D, Katz N and Kizony R (2004) *Video capture virtual reality as a flexible and effective rehabilitation*. Tool. Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation; 1:12
- Yeh M, Wickens CD, Seagull FJ (1999) *Target cueing in Visual Search: The effect of conformality and display location on the Allocation of visual attention*. Human Factors 41: 524-542

Site Web McGill, consulté le 19 août 2005

http://www.lecerveau.mcgill.ca/flash/a/a_06/a_06_cr/a_06_cr_mou/a_06_cr_mou.html#2

ANNEXE 1 : Détails sur les options de l'optoserver

<i>Option</i>	<i>Description</i>
-h	Cette option permet d'avoir de l'aide sur les options. Lorsque cette option est activée, toutes les options sont affichées, ainsi qu'une courte explication de leur fonction et de leur utilisation.
-n	Cette option sert à déterminer le nombre de marqueurs utilisés. Le nombre de marqueur total doit être inscrit. Donc dans le cas où l'on utilise un corps rigide, il faut compter tous les marqueurs composant le corps rigide et non pas un seul marqueur pour le corps rigide.
-c	Cette option sert à définir le nombre d'entrées dans le convertisseur AUDA d'Optotrak. Ces entrées peuvent provenir de sources diverses telles qu'une plateforme de force, signaux EMG, micro, etc.
-f	Cette option permet de déterminer la fréquence d'échantillonnage de données recueillies. Si cette option est utilisée, la fréquence qui y est déterminée a préséance sur celle inscrite dans le fichier « .res ».
-r	Cette option sert à spécifier un fichier .res, qui contient l'ensemble des paramètres nécessaires pour la connection à la caméra Optotrak. Si aucun chemin d'accès n'est spécifié, le répertoire courant est utilisé. De plus, lorsque cette option n'est pas utilisée, le fichier motek.res est utilisé par défaut. Voici un exemple de fichier .res. Les lignes commençant par « # » ne sont pas traitées, elles servent à prendre des notes et faire des commentaires.

ANNEXE 2 : Exemple de fichier .res de l'optoserver

```
#
# resource file for optotrak server
#
# Frequency to collect data frames at
frequency_coll 100.0
# Marker frequency for marker maximum
frequency_max 2500.0
# Dynamic or Static Threshold value to use
threshold 20
# Minimum gain code amplification to use
gain_amp 180
# Marker Duty Cycle to use
duty_cycle 0.40
# Voltage to use when turning on markers
voltage 10
# Number of seconds of data to collect
collect_time 4.0
# Number of seconds to pre-trigger data by
pre_trig_time 0.0
# Camera calibration file - it should be in <optodir>\realtime
camera_file 11AOUT04

# Rigid body definition file - it should be in <optodir>\rigid
rig_body_file C:\ndigital\rigid\PYRAMID2.RIG 1 6
```

ANNEXE 3 : Commandes disponibles dans l'optoserver

<i>Commande</i>	<i>Fonction</i>
t	Cette commande sert à changer la durée des enregistrements une fois que le serveur est lancé. Quand l'utilisateur appuie sur « t », on lui demande d'entrer le nouveau temps d'enregistrement et d'appuyer sur ENTER. L'application s'occupe ensuite de gérer la connection avec Optotrak afin de changer la durée de l'enregistrement dans la connection avec Optotrak.
r	Cette commande sert à initier manuellement l'enregistrement des données cinématiques. Ainsi l'utilisateur peut décider quand débiter l'enregistrement. Il est aussi possible de débiter un enregistrement à travers un client du serveur en envoyant le message approprié. Nous parlerons plus tard des messages possibles entre un client et le serveur.
o	Cette commande sert à activer les marqueurs à infrarouges (« o » pour open)
c	Cette commande sert à désactiver les marqueurs à infrarouges (« c » pour close)
p	Cette commande sert à imprimer les données actuelles recueillies par la caméra Optotrak (« p » pour print)

ANNEXE 4 : Messages entre client et le serveur

<i>Message</i>	<i>Fonction</i>
-1.0	Sert la même fonction que la commande « c ». Permet de fermer les marqueurs infrarouges à partir du client
-2.0	Sert la même fonction que la commande « o ». Permet d'ouvrir les marqueurs infrarouges à partir du client
-7.0	Sert la même fonction que la commande « r ». Permet de débiter l'enregistrement à partir du client. Est automatisé dans la séquence d'action, n'est donc pas utilisé directement par l'utilisateur.
>0.0	Sert à changer la durée du temps d'enregistrement. Le nombre flottant envoyé correspond à la nouvelle durée des enregistrements