

UNIVERSITÉ DE FRIBOURG, SUISSE  
FACULTÉ DES SCIENCES  
DÉPARTEMENT DE MÉDECINE

En collaboration avec la  
HAUTE ÉCOLE FÉDÉRALE DE SPORTS DE MACOLIN

Planification de la locomotion orientée vers un but spatial après un  
Accident Vasculaire Cérébral

Travail final pour l'obtention du Master en  
Sciences du Mouvement et du sport  
Option Enseignement

Conseiller: Dr. Halim HICHEUR

Co-conseiller: Prof. Dr. Jean-Bierre BRESCIANI

*Carole BOUJON*  
*Fribourg, Mars, 2015*

# TABLE DES MATIERES

<b>RESUME.....</b>	<b>4</b>
<b>1 INTRODUCTION .....</b>	<b>5</b>
<b>2 CONTEXTE THEORIQUE .....</b>	<b>5</b>
2.1 INTRODUCTION : LOCOMOTION.....	5
2.2 COMPOSANTE MOTRICE DE LA LOCOMOTION.....	6
2.3 COMPOSANTE COGNITIVE DE LA LOCOMOTION.....	8
2.3.1 Définition de la navigation .....	8
2.3.2 Bases neuronales de la navigation spatiale chez l'animal.....	8
2.3.3 Action intégrative du système hippocampique : Un GPS neuronal .....	10
2.3.4 Bases neuronales de la navigation spatiale chez l'être humain.....	11
2.3.5 Mémoire spatiale.....	11
2.3.6 Choix du trajet.....	13
2.3.7 Trajet de la main .....	13
2.3.8 Trajet du corps entier.....	14
2.4 INTRODUCTION : ACCIDENTS VASCULAIRES CEREBRAUX .....	17
2.5 DEFINITION : ACCIDENTS VASCULAIRES CEREBRAUX .....	17
2.6 ASPECTS PHYSIOLOGIQUES ET CLINIQUES DES AVC .....	18
2.6.1 Sur le plan physiologique, les AVC peuvent être de trois natures .....	18
2.6.2 Sur le plan clinique, les AVC peuvent provoquer différents troubles fonctionnels .....	20
2.7 READAPTATION FONCTIONNELLE .....	21
2.8 TROUBLES DE LA MARCHE POST-AVC.....	23
2.9 QUESTION DE RECHERCHE : INTERACTION ENTRE TROUBLES COGNITIFS ET MOTEURS DURANT LA MARCHE CHEZ DES PATIENTS POST-AVC.....	24
<b>3 METHODE.....</b>	<b>25</b>
3.1 PARTICIPANTS .....	25
3.2 PROTOCOLE .....	27
3.2.1 Tâche effectuée.....	27
3.2.2 Conditions expérimentales.....	29
3.2.3 Enregistrement expérimental.....	29
3.2.4 Traitement des données .....	32
3.3 ANALYSE DES DONNEES .....	33
3.3.1 Définition des trajectoires.....	33
3.3.2 Calculs des trajectoires.....	33

3.3.3	<i>Profils de vitesse.....</i>	35
3.3.4	<i>Comparaison des trajectoires entre deux conditions/groupes de participants .....</i>	35
3.4	TESTS STATISTIQUES .....	36
<b>4</b>	<b>RESULTATS.....</b>	<b>36</b>
4.1	DUREE DU TRAJET .....	37
4.2	DISTANCE PARCOURUE POUR ATTEINDRE LA CIBLE .....	38
4.3	TRAJECTOIRES .....	39
4.3.1	<i>Variabilité autour des trajets moyens.....</i>	40
4.3.2	<i>Histogramme MTD .....</i>	41
4.3.3	<i>Histogramme ATD .....</i>	42
4.4	PROFILS DE VITESSE .....	43
4.4.1	<i>Variabilités autour des vitesses moyennes.....</i>	44
4.4.2	<i>Histogramme MTV.....</i>	44
4.4.3	<i>Histogramme ATV.....</i>	45
<b>5</b>	<b>DISCUSSION ET CONCLUSION .....</b>	<b>46</b>
5.1	MISE EN RELATION AVEC LES PRECEDENTES ETUDES .....	46
5.2	NOUVELLES OBSERVATIONS.....	46
5.3	SIGNIFICATIONS FONCTIONNELLES DES RESULTATS .....	47
	<b>REMERCIEMENTS .....</b>	<b>49</b>
	<b>BIBLIOGRAPHIE .....</b>	<b>50</b>
	<b>DECLARATION PERSONNELLE.....</b>	<b>54</b>
	<b>DROITS D'AUTEUR .....</b>	<b>55</b>
	<b>ANNEXES.....</b>	<b>56</b>
	ANNEXE 1 : INFORMATIONS AUX PARTICIPANTS DE L'ETUDE .....	56
	ANNEXE 2: CONSENTEMENT ECLAIRE ECRIT DU SUJET (CT) POUR LA PARTICIPATION A L'ETUDE .....	59
	ANNEXE 3 : INFORMATIONS AUX PATIENTS PARTICIPANT A L'ETUDE.....	60
	ANNEXE 4: CONSENTEMENT ECLAIRE ECRIT DU PATIENT POUR LA PARTICIPATION A L'ETUDE .....	63
	ANNEXE 5: SIGNIFICATION DES SCORES DU TEST FUNCTIONAL AMBULATION CLASSIFICATION (FAC) .....	64
	ANNEXE 6 : CHECK-LIST PRE-EXPERIMENTALE CONCERNANT LE PATIENT .....	65
	ANNEXE 7 : ANNONCE DE RECRUTEMENT DE VOLONTAIRE POUR LA PARTICIPATION A L'ETUDE .....	66
	ANNEXE 8 : EXEMPLE DE FEUILLES DE MANIPULATION .....	67

## Résumé

Ce travail vise à mieux appréhender les interactions entre les troubles moteurs et cognitifs de la locomotion après un Accident Vasculaire Cérébral (AVC). La locomotion est ici considérée comme une activité motrice mais également comme une capacité à pouvoir s'orienter dans l'environnement, une habileté faisant donc appel à des processus de cognition spatiale. Les facultés de planification de trajet ont été testées via un paradigme de locomotion orientée vers un but spatial, avec et sans vision. Ce paradigme a été utilisé chez des patients souffrant de déficits moteurs importants (hémiparésie) suivant un AVC, chez d'autres patients post-AVC ayant récupéré quasi-entièrement leur capacité de marche et chez une population contrôle. Nos observations montrent une préservation des propriétés *spatiales* (géométriques) des trajets locomoteurs qui sont tous stéréotypés à travers les groupes et les conditions de vision, en dépit de lésions importantes dans le cortex moteur et prémoteur chez les patients hémiparétiques. En revanche, les durées de trajet ainsi que les profils de vitesse (la composante *temporelle* de la planification des trajectoires du corps) sont significativement différents chez les patients hémiparétiques (comparés aux autres groupes). Ces résultats suggèrent une dissociation entre la composante spatiale (cognitive) et temporelle (motrice) de la planification de trajet. Les implications fonctionnelles et anatomiques ainsi que les limites de cette étude seront discutées dans une dernière partie de ce travail.



# **1 Introduction**

Ce travail s'inscrit dans le cadre d'une collaboration entre l'Université de Fribourg (Département de médecine, Pr. J-M Annoni et Dr. Halim Hicheur), l'Hôpital Cantonal Fribourgeois (HFR - Service de Rééducation, Dr. Titus Bihl et Service de Neurologie, Pr. Jean-Marie Annoni) et l'Université Nanyang de Singapour (Dr. Quang-Cuong Pham). Les chercheurs impliqués dans cette collaboration essaient de clarifier les relations qui existent entre l'aspect mécanique, sensorimoteur et « navigationnel » (cognitif) de la locomotion humaine. En effet, de précédents travaux (Hicheur et al., 2007; Pham and Hicheur, 2009) ont suggéré une dissociation entre la composante cognitive et sensorimotrice du contrôle locomoteur chez l'homme sain. Ce présent programme de recherche représente une première extension de cette approche à la dimension clinique. Pour cela, des patients souffrant de graves déficits moteurs consécutifs à un accident vasculaire cérébral (AVC) ont été testés dans des tâches de locomotion orientées vers un but spatial.

Dans une première partie de ce travail, le contexte théorique dans lequel cette étude se situe sera présenté. Une description des différents niveaux d'analyse de la locomotion humaine et des troubles locomoteurs post-AVC y sera détaillée. Celle-ci sera suivie d'une explication des hypothèses testées dans ce travail. La méthodologie expérimentale utilisée sera décrite dans un second temps. La présentation et la discussion des observations expérimentales seront développées dans l'avant-dernière et dernière partie de ce travail.

## **2 Contexte théorique**

### **2.1 Introduction : Locomotion**

La locomotion est définie comme une « fonction des êtres vivants, et notamment des animaux, par laquelle ils assurent le déplacement de leur organisme tout entier » (Le grand Larousse illustré 2014). Elle correspond donc au fait de mettre en mouvement son organisme afin de pouvoir se déplacer. Il y a deux notions qui entrent en jeu, à savoir le mouvement à proprement parler de l'être vivant, et le déplacement effectué. La locomotion est de ce fait, d'un point de vue moteur, la capacité de générer une

succession de pas de manière stable dans le temps et comporte donc une composante biomécanique et physiologique (sensorimotrice(Hicheur et al., 2005; 2005)). Cependant, d'un point de vue écologique (si l'on examine les relations de l'être vivant avec son environnement), la locomotion correspond à la capacité de s'orienter dans l'espace qui nous entoure, de pouvoir y naviguer : cela fait donc intervenir un processus d'ordre cognitif.

## 2.2 Composante motrice de la locomotion

Pour tout être vivant, la marche est un acte moteur complexe nécessitant la coordination des muscles du tronc et des membres. La compréhension de l'accomplissement de cette tâche par le système nerveux fait l'objet de recherches depuis de nombreuses années (MacKay-Lyons, 2002).

Au début du siècle dernier, les travaux de Sherrington et Graham-Brown suggèrent que la moelle épinière contient les circuits neuronaux de base nécessaires à la génération des mouvements de marche. Cette proposition est basée dans un premier temps sur les travaux effectués par Sherrington sur des chats qui avaient la moelle épinière sectionnée. Il a remarqué que les mécanismes réflexes suffisent à la génération du rythme locomoteur des pattes (Sherrington, 1910). Dans un second temps, Graham-Brown effectue la même expérience mais supprime également les flux ascendants, il constate que les chats sont toujours capables de générer un rythme locomoteur malgré l'absence d'afférences supraspinales (corticales et sous-corticales) ou périphériques (proprioception musculaire et cutanée) (Graham-Brown, 1911). Quatre ans plus tard, Graham-Brown suggère que l'altération de la flexion et de l'extension des muscles de la jambe lors de la marche est probablement produite par des circuits centraux rythmiques dans lesquels les muscles antagonistes sont inhibés alors que les agonistes sont activés et vice-versa (Graham-Brown, 1914). Ainsi, la génération d'un pattern de mouvements locomoteurs peut être générée de manière autonome par une structure spinale. Notons néanmoins que l'activation de ce générateur, même chez l'animal « spinalisé » repose sur une stimulation (e.g. électrique ou pharmacologique) effectuée par l'expérimentateur. Cette activation du générateur central relèverait, chez l'animal sain, d'une commande supraspinale dont le rôle serait de déclencher et réguler l'activité de ce générateur (Armstrong, 1986, 1988; Grillner and Dubuc, 1988; Rossignol, 2011).

L'observation de tels générateurs spinaux du rythme locomoteur chez les invertébrés et les vertébrés (Marder and Calabrese, 1996; Pearson, 1993; Wilson, 1961), a abouti au concept de « central pattern generator (CPG) » qui est depuis largement répandu dans les études sur le contrôle neuronal de la locomotion. Sa traduction en français (Générateur Spinal de Marche - ou de Rythme) ne restituant pas le sens de manière satisfaisante, l'expression générique de CPG pour désigner ce générateur central du pattern locomoteur sera employée. Celui-ci peut donc produire un pattern moteur rythmé comme la marche, la respiration, le vol et la nage en l'absence de signaux sensoriels afférents ou efférents (Marder and Bucher, 2001). Les afférences sensorielles sont également très importantes pour adapter l'activité locomotrice aux contraintes externes. Ces afférences proviennent des muscles et de la peau (système proprioceptif musculaire et cutané), mais également d'organes sensoriels spécifiques comme la vue, l'ouïe ou le système vestibulaire. Ils transmettent donc, au niveau spinal et supraspinal, des informations concernant l'état actuel du corps (statique ou en mouvement), mais également de l'environnement dans lequel il se trouve. En fonction des exigences et contraintes extérieures, une adaptation dynamique du pattern de locomotion peut être effectuée à tout moment (Rossignol, 2006).

La présence de tels CPG chez l'être humain est une question qui fait débat aujourd'hui encore. Ainsi, il n'est pas possible de générer une activité locomotrice via une stimulation (électrique ou pharmacologique, ou autre) chez des patients paraplégiques (avec section des racines ventrales et dorsales de la moelle épinière) contrairement aux quadrupèdes. Cette spécificité du contrôle neuronal chez l'être humain (Capaday, 2002) pourrait trouver son origine dans plusieurs facteurs dont la posture bipède et ses contraintes spécifiques en termes d'activation des muscles extenseurs et fléchisseurs (où des périodes de co-contraction fléchisseurs/extenseurs sont observées chez l'être humain contrairement à la locomotion quadrupède). Cette spécificité biomécanique de la locomotion humaine (dont une résultante est le double pic de forces lors du contact du pied au sol (Alexander, 2004) pourrait ainsi requérir une contribution plus importante des structures supraspinales (Capaday, 2002).

En résumé, si le caractère automatique de l'activité locomotrice n'est pas contesté, la spécificité des bases neuronales de la génération et du contrôle du rythme locomoteur chez l'être humain fait toujours l'objet d'intenses recherches (Duysens and Van de Crommert HW, 1998; MacKay-Lyons, 2002; Marder and Bucher, 2001).

## 2.3 Composante cognitive de la locomotion

### 2.3.1 Définition de la navigation

La navigation est définie comme « Action, fait de naviguer, de se déplacer sur l'eau, dans l'air, dans l'espace : Navigation aérienne, spatiale. » (Le grand Larousse illustré 2014). Elle correspond donc au fait de se déplacer et de s'adapter à l'espace dans lequel on se trouve. La perception de l'espace et la capacité à naviguer dans celui-ci font partie des fonctions parmi les plus fondamentales du cerveau, car la locomotion est une action que tout être vivant effectue constamment. La navigation est un processus interdépendant avec le sens des distances et des directions qui sont basées sur l'intégration du mouvement et la connaissance des positions précédentes. L'être vivant dépend de ces fonctions spatiales pour mémoriser et reconnaître l'environnement spatial. La navigation est donc l'une des fonctions du cerveau la plus complexe, car elle requiert l'intégration d'informations sensorielles multimodales, l'exécution du mouvement et la capacité de mémorisation.

### 2.3.2 Bases neuronales de la navigation spatiale chez l'animal

Le Prix Nobel de physiologie ou médecine 2014 a été attribué à l'américano-britannique John O'Keefe et au couple de Norvégiens May-Britt et Edvard Moser pour leurs contributions majeures à la découverte des structures cérébrales impliquées dans la capacité à s'orienter dans l'environnement. Ces travaux ont permis d'éclaircir les questions suivantes : « Comment sait-on où on se trouve ? » et « Comment détermine-t-on le chemin pour se rendre d'un point à un autre ? ». Ces découvertes expérimentales ont reposé sur un paradigme simple : faire marcher un animal (e.g. un rat) dans une nouvelle pièce ou dans une pièce mémorisée et enregistrer l'activité des neurones dans une région particulière du cerveau liée à la mémoire, l'hippocampe.

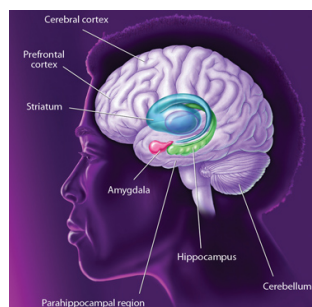


Fig. 1 : Localisation de l'hippocampe et de la région parahippocampique dans le cerveau humain (BrainFacts.org).

La corrélation entre une activité neuronale et un attribut spatial de l'environnement (comme par exemple la position ou l'orientation de la tête) a permis de démontrer l'existence d'un encodage neuronal de l'espace environnant, comme détaillé ci-dessous.

- Cellules de lieu : Le sens de la position dans l'espace

La compréhension de la représentation neuronale de l'espace de navigation a été profondément reconsidérée après la découverte des cellules de lieu (« place cells ») chez le rat (O'Keefe and Dostrovsky, 1971). Ces neurones, situés dans l'hippocampe, ne s'activaient que lorsque les rats se trouvaient dans un endroit spécifique de leur environnement. Pour chaque lieu fréquenté par le rat, un groupe de cellules de lieu différent s'activait, le tout formant une « cartographie interne » (cf. figure 2). L'activité de ces cellules de lieu est en revanche insensible à l'orientation du rat dans la pièce. Des travaux ultérieurs ont mis en évidence d'autres types de neurones impliqués dans « l'encodage neuronal » de l'espace.

- Cellules de direction de la tête : Le sens de l'orientation spatiale

Les cellules de direction de la tête (Taube et al., 1990) sont activées lorsque l'animal est orienté d'une certaine manière dans l'environnement, mais ne sont pas sensibles à la position de l'animal dans la pièce, ni à son mouvement. Ces neurones spécifiques de l'orientation spatiale se trouvent au niveau du cortex entorhinal médial qui est une structure du cerveau proche de l'hippocampe (Jeffery, 2014; Taube, 2007).

- Les « grid cells » et « border cells » : Quadrillage de l'espace

Par ailleurs, des neurones appelés « grid cells », localisés également au niveau du cortex entorhinal s'activent lorsque le rat change de position. Ils quadrillent l'espace, puisqu'ils sont actifs à différentes positions régulières au cours du déplacement (Hafting et al., 2005). Ce quadrillage de l'espace (cf. figure 2) offre donc une solution afin d'estimer les distances parcourues et constitue par conséquent une représentation métrique de l'espace.

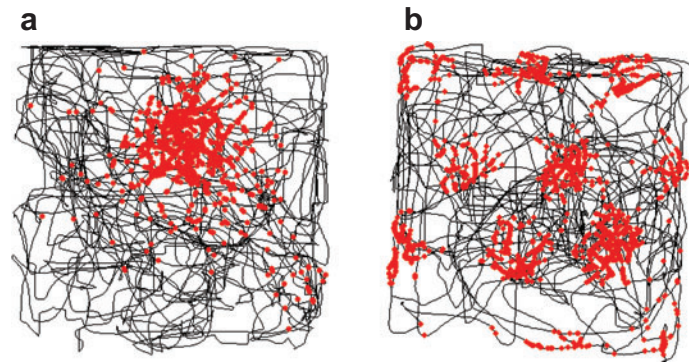


Fig. 2 : L'image (a) illustre une cellule de lieu dans l'hippocampe. Son activation (en rouge) se produit uniquement lorsque l'animal se trouve à un endroit précis de l'espace de travail lors de ses déplacements (en noir). Les cellules de lieu ont donc un emplacement d'activation unique. Alors que les « grid cells » illustrées sur l'image (b), ont un champ d'activation qui forme une matrice triangulaire périodique qui tapisse l'environnement en entier (Hafting et al., 2005).

Pour finir, le cortex entorhinal médian possède des neurones appelés « border cells ». Ceux-ci sont des cellules de contour qui déchargent de manière préférentielle le long des bordures de la pièce : elles permettent ainsi de délimiter l'espace dans un environnement fermé (Solstad et al., 2008).

### 2.3.3 Action intégrative du système hippocampique : Un GPS neuronal

Il a été démontré que les « grid cells », les cellules de direction de la tête ainsi que les « border cells » projettent toutes vers l'hippocampe (Zhang et al., 2013). Cette combinaison d'informations au niveau du système hippocampique est intégrée avec des informations provenant de différentes modalités sensorielles renseignant sur l'environnement (vision) ou sur le mouvement propre (proprioception musculaire et vestibulaire). L'hippocampe possède donc toutes les informations nécessaires à l'animal pour s'orienter dans le milieu dans lequel il se trouve. Récemment, une étude (Lever et al., 2002) a permis de confirmer que les « place cells » constituent un substrat cellulaire au processus de mémorisation spatiale via lequel le souvenir d'un environnement peut être stocké grâce à une combinaison spécifique de « place cells ».

#### 2.3.4 Bases neuronales de la navigation spatiale chez l'être humain

A l'instar du débat qui existe autour de l'existence de CPGs chez l'être humain (cf. partie précédente), il existe actuellement un débat autour du rôle central de l'hippocampe dans la navigation spatiale chez l'être humain. Ainsi, de récentes études utilisant les techniques d'imageries cérébrales (Burgess and O'Keefe, 2003) et/ou d'enregistrements intra-cellulaires chez des patients épileptiques (Jacobs et al., 2010), ont confirmé que l'activité de neurones situés dans les régions (para)-hippocampiques était modulée lors d'une tâche de navigation réelle ou en environnement virtuel. Ces découvertes représentent donc un équivalent aux « place cells » et « grid cells » chez l'homme (Burgess and O'Keefe, 2003; Ekstrom et al., 2003; Jacobs et al., 2010, 2013). Suivant ces observations, on peut donc s'attendre à ce que des patients souffrant de lésions hippocampiques sévères présentent des troubles de l'orientation spatiale. Ceci a été testé par Squire et ses collègues (Kim et al., 2013; Shrager et al., 2008) via des tâches d'intégration de trajet (par exemple le participant est guidé les yeux fermés le long de 2 côtés d'un triangle, il doit compléter le triangle en revenant à sa position de départ les yeux fermés) auprès de patients hippocampiques : les patients devaient indiquer leur position de départ après un déplacement (actif ou assisté par l'expérimentateur) effectué sans vision dans une pièce. Ils ont observé que la performance de navigation spatiale chez ces patients était similaire à la population contrôle. En revanche, la performance des patients était significativement plus faible lorsque le délai entre le déplacement et la réponse dépassait les 20 secondes, démontrant que la mémoire spatiale à court terme fonctionnait correctement chez ces patients et réfutant la possibilité d'une carte cognitive dans l'hippocampe humain (dont la lésion n'aurait pas permis d'effectuer correctement cette tâche, quel que soit le délai). En fait, comme rappelé chez l'animal, le lien entre l'activité neuronale et les attributs spatiaux de l'environnement se construit par l'apprentissage, c.-à-d. grâce à la mémorisation de l'espace environnant. Ces résultats chez l'être humain pourraient donc dépendre de la forme de mémorisation (de l'espace ou du déplacement) (Wolbers and Hegarty, 2010).

#### 2.3.5 Mémoire spatiale

Ces principes neuronaux d'encodage spatial sont donc liés à la faculté de mémoire spatiale, c.-à-d. l'ensemble des représentations spatiales (de la mémoire à court et long terme) liées à un contexte donné et nous servant de référentiels pour nous orienter dans l'espace. Celle-ci utilise deux référentiels différents afin de mémoriser le chemin

séparant une position de départ d'une position d'arrivée. Premièrement, la mémorisation de type « carte » est un processus allocentrique car il ne dépend pas de la position ou du mouvement de l'être vivant. Cette représentation allocentrique est basée sur l'estimation des relations spatiales entre des points de repère. Deuxièmement, la mémorisation de type « route » est un processus égocentrique qui dépend de la position ou du mouvement du sujet. Elle comporte également une dimension métrique, car elle permet, à partir de l'intégration des variations de position/orientation, de constamment calculer les distances parcourues, les virages effectués, la vitesse de la locomotion et le temps écoulé (Buzsáki and Moser, 2013).

Un parallèle entre ces deux types de mémoire spatiale et les deux sortes de mémoire déclarative (explicite, verbale) peut être fait (cf. figure 3). En effet, la mémoire sémantique qui correspond à la mémoire des faits et concepts théoriques, sans notion de contexte temporel, peut être mise en relation avec la mémoire allocentrique. Alors que la mémoire épisodique qui fait appel à la mémoire des événements vécus avec leur contexte (date, lieu, état émotionnel), peut être mise en parallèle avec la mémoire égocentrique (Bird and Burgess, 2008; Buzsáki and Moser, 2013).

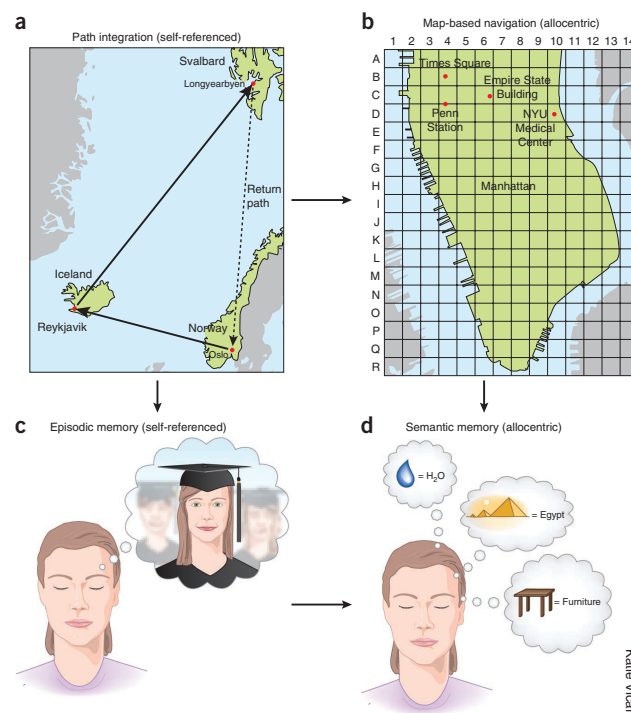


Fig. 3 : Représentation des deux types de mémoire spatiale et leurs mise en relation avec les deux types de mémoires déclaratives (Buzsáki and Moser, 2013).



Les deux types de mémoires spatiales fonctionnent toujours ensemble, mais la disponibilité des repères externes détermine si la stratégie allocentrique ou égocentrique domine. Dans un environnement avec peu de repères ou dans le noir complet, la stratégie de type « route » pourrait être celle utilisée par défaut.

Comme nous sommes rarement statique dans l'environnement, ces deux types de mémorisation spatiale doivent être mise à jour via le flux d'informations généré par notre déplacement. Les différentes modalités sensorielles contribuent au guidage du mouvement et l'interaction entre le flux sensorimoteur et les processus de mémoire spatiale vont permettre de calibrer nos systèmes perceptifs. L'absence ou la perturbation des informations sensorielles comme l'absence de vision ou la désorientation due à son propre mouvement affecte le fonctionnement de la carte cognitive neuronale. Cependant si celle-ci est indispensable à la navigation dans un nouvel environnement, la mémorisation de trajets de quelques secondes dépend moins de ce « GPS » interne chez l'homme (Bird and Burgess, 2008; Buzsáki and Moser, 2013; Moser et al., 2008; Wolbers and Hegarty, 2010).

#### 2.3.6 Choix du trajet

Une résultante des facultés de navigation spatiale concerne la capacité à planifier un trajet, à choisir une route (Wolbers and Hegarty, 2010). Lorsqu'il doit se rendre d'un point A à un point B, l'être humain a le choix parmi une multitude de trajets possibles. La question suivante se pose : quelle stratégie va déterminer le choix du trajet ? D'un point de vue moteur, on peut supposer qu'un trajet se construit à partir de la planification des séquences de pas et donc que le trajet est créé pas à pas, au cours du déplacement. Si l'on part d'un postulat plus « cognitif », le trajet serait planifié au départ et différentes stratégies motrices peuvent être implémentées afin de satisfaire ce trajet (Hicheur et al., 2007). Le trajet du corps dans l'espace devient ainsi un outil d'analyse de l'activité de « navigation » qui pourrait, ou non, être déterminé par des processus de haut niveau. En fait, si l'analyse des trajets locomoteurs est relativement récente, l'étude des trajets de la main dans des tâches de pointage ou de saisie d'objet a révélé des observations étonnantes concernant la planification et le contrôle du mouvement biologique.

#### 2.3.7 Trajet de la main

Le mouvement de la main (dans une tâche de pointage vers une cible) est généré via des rotations articulaires (de l'épaule, du coude, du poignet et éventuellement des

articulations phalangiennes), qui sont elles-mêmes générées via une activation de groupes musculaires spécifiques, la commande neuro-musculaire étant elle-même contrôlée par un nombre encore plus important de (moto)neurones. La dimensionnalité du système moteur bras/avant-bras/main (cf. figure 4) induit donc une infinité de commandes (articulaires, neuromusculaires, etc.), résultant en une infinité théorique de trajets de la main permettant de réaliser une simple tâche de pointage. Face à ces considérations théoriques, Morasso et collègues (Morasso, 1981) ont observé que les trajets de la main étaient très stéréotypés et lisses. Les principes permettant de prédire ces trajets ont ensuite pu être modélisés (au niveau cinématique et/ou dynamique) selon des critères d'optimalité du mouvement biologique (Todorov, 2004).

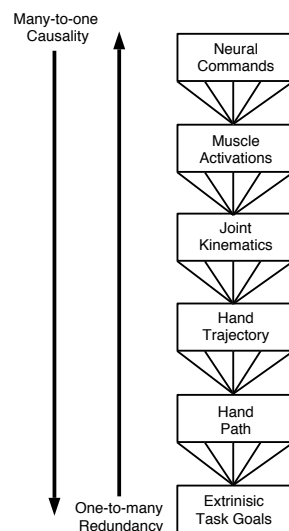


Fig. 4 : Une même tâche motrice peut être effectuée via une infinité théorique de commandes neuronales, neuromusculaires et/ou de patterns cinématiques. La redondance des solutions motrices est d'autant plus grande que le niveau de description du mouvement passe de l'espace extérieur (cinématique) à l'espace intra-corporel (muscles, unités motrices, motoneurones, etc.) (Jordan and Wolpert, 1999).

### 2.3.8 Trajet du corps entier

Notons d'emblée que la précédente section ne traite pas de navigation car le corps entier ne se déplace pas dans l'espace. La locomotion humaine présente donc ce niveau de description supplémentaire qui influera à la fois sur la dimensionnalité du système locomoteur (tous les segments corporels et des centaines de muscles peuvent être sollicités) mais également sur la mise en jeu de mécanismes liés aux processus

d'encodage spatial évoqués précédemment. Ainsi, une simple tâche de franchir une porte distante (dans une salle vide) va pouvoir être effectuée via une infinité théorique de trajets, selon la distance de la porte et son orientation. Ce paradigme a été testé dans une récente étude dans laquelle les participants devaient franchir une porte placée à différents endroits d'une salle, à partir d'une position et orientation du corps connues (Hicheur et al., 2007). Les auteurs ont observé que les trajectoires effectuées étaient similaires en terme de variabilité spatiale et de cinématique. Ces observations étaient valides aussi bien au niveau intra (entre les différents essais effectués par un même individu), inter (entre les différents participants) et pour toutes les différentes directions/distances auxquelles les portes étaient placées. De plus, cette étude a également permis d'observer que les sujets ne posaient pas leurs pieds aux mêmes positions dans l'espace, alors qu'ils effectuent au final une trajectoire similaire. Il a donc été démontré que, comme pour le mouvement de la main, les trajectoires effectuées par le corps dans l'espace manifestent des stéréotypies géométriques (le trajet) et cinématiques (la vitesse et les profils de rotation du corps) alors que des stratégies motrices différentes sont mises en œuvre pour atteindre le but désiré (Hicheur et al., 2007). Une étude ultérieure utilisant cette fois une flèche au sol vers laquelle les sujets devaient marcher, dans différentes conditions sensorielles (avec ou sans vision), et motrices (marche à vitesse lente, normale ou rapide, vers l'avant ou vers l'arrière), a permis d'observer que les trajets demeuraient stéréotypés à travers les différentes conditions. La stéréotypie des trajets n'est donc pas affectée par la présence de flux visuel ni par la direction de marche (Pham and Hicheur, 2009; Pham et al., 2011).

Ces études suggèrent donc que les trajectoires locomotrices, chez l'être humain, sont planifiées comme un « tout ». Le sujet planifierait la trajectoire dans son ensemble et mettrait en œuvre différentes stratégies motrices lui permettant de suivre cette trajectoire planifiée. Comme cette stéréotypie des trajets n'est pas affectée par la présence de flux visuel ni par la direction de marche, cette approche permet d'aborder de manière directe la composante « cognitive » du contrôle locomoteur. Ceci permet de ce fait une analyse et une compréhension de la locomotion comme activité de navigation spatiale.

Ces observations de stéréotypie ont conduit les auteurs à tenter de prédire les trajets sur la base de modèles de commande optimale dans lesquels le postulat « les trajectoires sont choisies afin qu'elles satisfassent un principe d'optimisation » a pu être éprouvé.

Les trajets moyens ont ainsi pu être prédits via des fonctions de minimisation des variations de courbure du trajet (version « géométrique », (Arechavaleta et al., 2008) ) ou de variations de l'accélération (version cinématique, (Pham et al., 2007)). Il faut noter que ce type d'approche avait déjà été utilisé pour prédire les trajets de la main (Flash and Hogan, 1985). En revanche, ces modèles ne permettent pas de prédire la variabilité autour de la trajectoire moyenne. Cette question a fait l'objet d'une autre étude dans laquelle une dissociation entre composante cognitive et sensorimotrice des trajets locomoteurs a été proposée. La première correspond à un processus open-loop (feed-forward), qui peut être exécuté indépendamment des feedbacks sensoriels. La seconde correspond à un module de feedback qui peut modifier le processus open-loop à partir de feedbacks sensoriels qui permettent de corriger les perturbations aléatoires qui peuvent survenir lors de l'exécution de la tâche ( « simulant » les effets du bruit « navigationnel » lorsque la marche est effectuée sans vision) (cf. figure 5) (Pham and Hicheur, 2009).

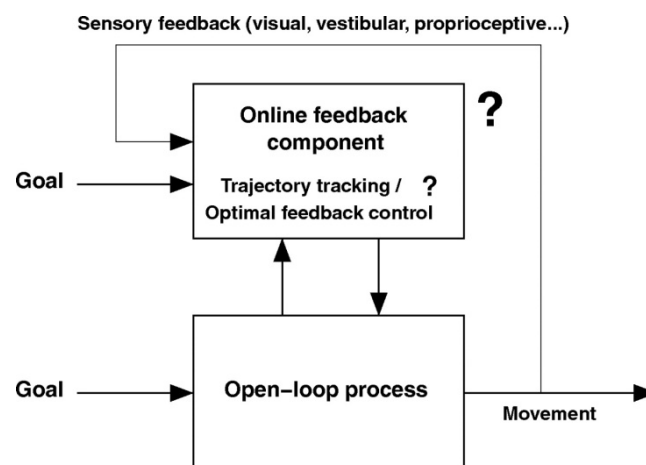


Fig. 5 : Modèle suggérant une dissociation potentielle entre la cognition spatiale et les mécanismes de contrôle sensorimoteur qui sont mis en œuvre durant une tâche de navigation spatiale (Pham and Hicheur, 2009).

Il est important de relever que les trajectoires locomotrices stéréotypées ont été observées chez des adultes et des adolescents, mais pas chez des enfants de moins de 11 ans (Belmonti et al., 2013). Ceci montre que la planification de trajets est une capacité qui se développe à la fin de l'enfance, par conséquent bien après l'acquisition de la marche. Il y a donc un développement distinct dans le temps entre la capacité de planification de trajets (domaine cognitif de la locomotion) par rapport à l'acquisition

d'une motricité stable (domaine moteur de la locomotion). Enfin, Kannape et al. (Kannape et al., 2014) ont observé que si les sujets doivent effectuer une tâche cognitive (série de soustractions de 7) lorsqu'ils marchent vers un but dans un environnement virtuel, ceci va interférer avec la cinématique de la marche (vitesse de déplacement), mais pas avec la planification des trajectoires (trajets restent stéréotypés) chez des adultes sains (Kannape et al., 2014).

Comme la présente étude a pour objectif de tester l'effet de lésions corticales post-AVC sur les mécanismes de planification spatiale de la locomotion, une brève description de l'origine des AVC et de leurs effets connus sur les fonctions motrices et cognitives est présentée dans la partie suivante.

## 2.4 Introduction : Accidents Vasculaires Cérébraux

Les maladies cardio-vasculaires sont un problème majeur de santé publique, car elles sont la première cause de mortalité au monde. Elles sont responsables de 30% du nombre de décès annuel si l'on tient compte de la totalité de la population, à savoir tous âges confondus (Organisation mondiale de la Santé, 2011). Parmi ces décès liés aux maladies cardio-vasculaires, 42,20% sont dus à une cardiopathie coronarienne et 35,80% à un accident vasculaire cérébral (AVC) (World Health Organization et al., 2011). Au niveau suisse, les maladies cardiovasculaires sont aussi les principales causes de décès et sont à l'origine de 37% de la mortalité (Junker et al., 2007). Il est également important de relever que les AVC sont la cause la plus fréquente d'invalidité non traumatique chez les adultes et le second facteur le plus courant de démence (Meyer et al., 2009). Chaque année en Suisse, il y a environ entre 10'000 et 14'000 personnes qui sont victimes d'un AVC (Engelter and Lyrer, 2004), dont 3'000 à 4'000 décèdent et parmi les survivants, 1'500 à 2'000 souffrent d'un handicap qui peut ne pas être négligeable (Beer et al., 2007).

## 2.5 Définition : Accidents Vasculaires Cérébraux

Les AVC sont également appelés « attaques cérébrales ou infarctus cérébral ». Selon le Larousse Médical (2011) un AVC est « un accident neurologique localisé de durée

supérieure à 24 heures, causé par une lésion vasculaire cérébrale ». En d'autres termes, les AVC surviennent lorsqu'une ou plusieurs parties du cortex cérébral ne sont plus approvisionnées en sang par la circulation sanguine. Il suffit de quelques minutes d'arrêt de l'apport vasculaire pour générer la mort des tissus cérébraux touchés et la perte de certaines fonctions cérébrales (Groupe suisse de travail pour les maladies cérébro-vasculaires et Fondation suisse de cardiologie, 2000).

## 2.6 Aspects physiologiques et cliniques des AVC

### 2.6.1 Sur le plan physiologique, les AVC peuvent être de trois natures

- Ischémique

Ce type d'AVC est responsable de 80% du total des AVC et survient lorsqu'une artère irriguant le cerveau (e.g. artères vertébrales et carotides), est obstruée. Une première cause d'obstruction est la thrombose qui se caractérise par la présence au niveau local d'un caillot sanguin (« thrombus »). Un caillot sanguin peut également se former en dehors de la circulation sanguine cérébrale et être transporté via le flux sanguin vers de petites artères cérébrales : on parlera alors d'embolie. Le dernier facteur d'obstruction correspond à un rétrécissement de l'artère qui est favorisé par l'athérosclérose qui est un épaississement de la paroi interne du vaisseau (Groupe suisse de travail pour les maladies cérébro-vasculaires et Fondation suisse de cardiologie, 2000; Langhorne et al., 2011).

- Hémorragique

Il représente 15% du total des AVC. Les AVC hémorragiques correspondent à un déchirement de la paroi d'un vaisseau sanguin qui engendre des dégâts cérébraux à cause de l'arrivée soudaine et massive de sang sur le cortex ou de l'effet toxique du sang lui-même. La rupture d'une petite artère a généralement lieu lorsque le vaisseau qui est, à la base endommagé, subit une trop forte pression (Groupe suisse de travail pour les maladies cérébro-vasculaires et Fondation suisse de cardiologie, 2000; Langhorne et al., 2011).

- Hémorragique méningé

Les AVC hémorragiques méningés sont un cas particulier des AVC hémorragiques et représentent 5% du total des AVC. Ils se caractérisent par une irruption massive de sang dans les méninges, plus précisément dans les espaces sous-arachnoïdiens (entre l'arachnoïde et la pie-mère). Ils sont généralement dus à une rupture d'anévrisme d'une artère des espaces sous-arachnoïdien ou intracérébraux qui produira un hématome et/ou un œdème qui provoqueront une compression du cerveau dans la boîte crânienne (Groupe suisse de travail pour les maladies cérébro-vasculaires et Fondation suisse de cardiologie, 2000; Langhorne et al., 2011).

La figure 6 illustre les principales causes d'infarctus cérébraux :

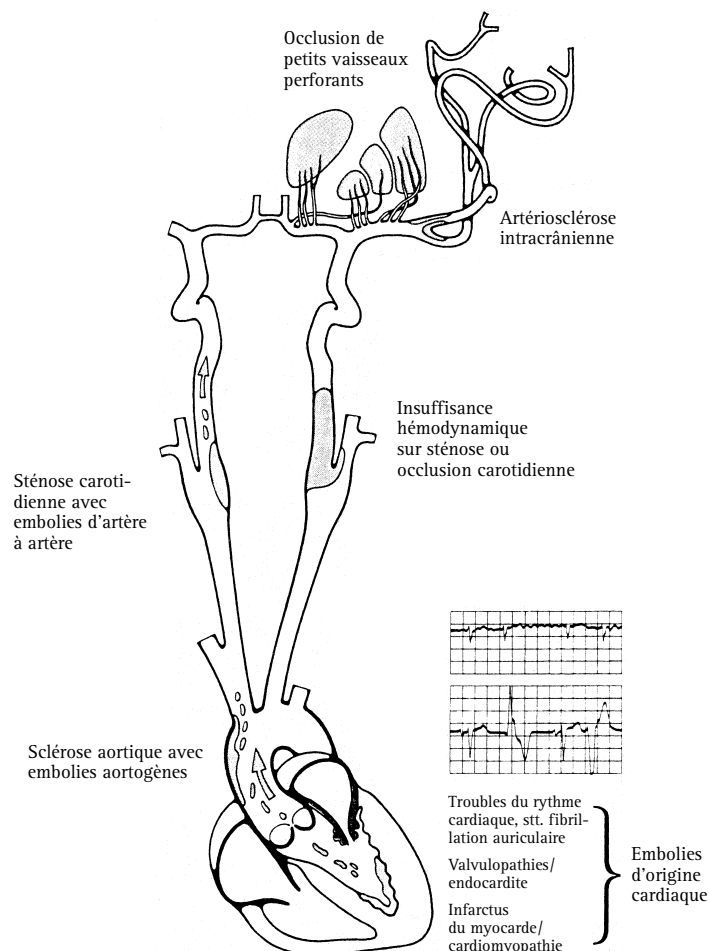


Fig. 6 : Principales causes d'infarctus cérébraux (Groupe suisse de travail pour les maladies cérébro-vasculaires and Fondation suisse de cardiologie, 2000).

Il faut noter que quelle que soit la nature de l'AVC, on distingue deux zones dans lesquelles l'arrêt de l'apport sanguin a des conséquences fonctionnelles différentes : la région centrale et la pénombre. Les cellules situées dans la région centrale dépérissent du fait de l'atteinte du seuil de nécrose (lorsque le débit sanguin passe sous la valeur de 8-22 ml/min/100g de tissu cérébral) pendant quelques minutes. La pénombre est la région adjacente à la région centrale qui continue de recevoir un faible apport de sang via le réseau anastomotique (vaisseaux provenant des régions non touchées) et dont l'intégrité des cellules dépend de la durée nécessaire au rétablissement d'un apport sanguin normal.

Le type, l'importance et le caractère irréversible du handicap fonctionnel engendré dépendra, au final, de trois facteurs que sont la zone du cerveau touchée, la taille de la lésion générée et la capacité de régénération de cette partie du cerveau (Groupe suisse de travail pour les maladies cérébro-vasculaires and Fondation suisse de cardiologie, 2000).

#### 2.6.2 Sur le plan clinique, les AVC peuvent provoquer différents troubles fonctionnels

En fonction de la localisation de la (des) lésion(s) corticale(s), les troubles post-AVC peuvent être multiples (cognitive, motrice, mentale, etc.).

D'un point de vue moteur, les patients peuvent souffrir d'hémi-syndrome moteur et sensitif qui engendrent des paralysies (abolition complète de la mobilité d'une zone du corps), parésies (diminution légère des capacités de mouvements) et des insensibilités au niveau de certaines parties du corps. Dans certains cas plus graves, des déficits moteurs et sensitifs bilatéraux peuvent aussi survenir et provoquer une paralysie complète des membres. Les différentes formes d'ataxies qui se caractérisent par un manque de coordination fine des mouvements volontaires sont également fréquentes ainsi que les apraxies qui se caractérisent par une incapacité à générer un mouvement fini alors qu'il n'y a pas de déficits sensitifs ou moteurs majeurs observables.

Au niveau neuropsychologique, plusieurs pathologies ont été observées, comme le syndrome de négligence dans lequel le patient ignore la moitié de l'espace et comme l'anosognosie où le patient n'a pas conscience de l'état dans lequel il se trouve actuellement.

D'autres troubles divers peuvent apparaître, comme l'aphasie de Broca (perturbation du débit parlé alors que la compréhension est intacte), l'aphasie de Wernicke (le débit parlé



est intact mais la compréhension est perturbée) ou l'aphasie de conduction (perturbation de la répétition du langage parlé). L'aphasie est souvent accompagnée par une agraphie (trouble de l'écriture) et une alexie (trouble de la lecture).

Pour finir, le système visuel peut parfois être perturbé et provoquer une diplopie (perception simultanée de deux images en présence d'un seul objet), des déficits visuels homonymes (où les deux yeux ont les mêmes territoires oculaires touchés) et dans le plus grave des cas des amputations du champ visuel (Groupe suisse de travail pour les maladies cérébro-vasculaires and Fondation suisse de cardiologie, 2000).

## 2.7 Réadaptation fonctionnelle

La symptomatologie complète des AVC ne peut généralement pas être effectuée tout de suite après l'AVC, car les examens neurologiques répétés peuvent mettre en évidence une progression ou une régression des symptômes avec le temps. La récupération post-AVC est donc hétérogène, car les effets à long terme sont déterminés par le site et la taille de la lésion initiale ainsi que par le degré de récupération. La figure 7 illustre un pattern hypothétique de la récupération après un AVC avec les différentes stratégies d'intervention dans le temps (Langhorne et al., 2011).

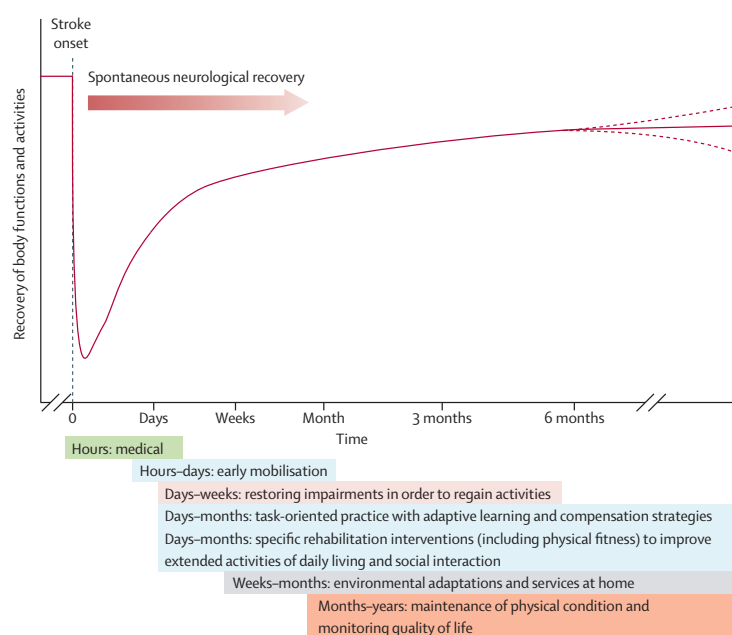


Fig. 7 : Pattern hypothétique de la récupération après un AVC (Langhorne et al., 2011).

La récupération est donc un procédé complexe qui est le résultat d'un processus spontané et d'un processus appris lors de la réhabilitation. Elle comprend :

- Le principe de « restitution » qui a pour but de restaurer la fonctionnalité du tissu touché.
- Le principe de « substitution » qui permet une réorganisation des voies neuronales épargnées afin de retrouver des fonctions perdues.
- Le principe de « compensation » qui vise à combler la différence qu'il y a entre les fonctions perdues et la demande de l'environnement.

Certaines études comme celle de Kwakkel, Kollen & Lindeman, 2004, suggèrent que la récupération des fonctions du corps est prédictible durant les premiers jours après l'AVC (Kwakkel et al., 2004; Langhorne et al., 2011).

La réadaptation post-AVC est généralement pluridisciplinaire afin de répondre à tous les besoins du patient. Il n'est donc pas rare qu'elle fasse intervenir des soins en physiothérapie, ergothérapie, logopédie, neuropsychologie, psychologie/psychiatrie, thérapie de récréation et un service social.

Actuellement, les problèmes moteurs consécutifs à un AVC sont bien connus et une variété de programmes de réhabilitation sont mis en place (physiothérapie, locomotion assistée par des dispositifs robotisés, pharmacologie, etc.) et permettent des améliorations considérables et reconnues de la fonction motrice. La récupération des fonctions cognitives post-AVC est moins comprise. Par conséquent, les programmes de réadaptation cognitive sont en conséquents moins nombreux et leurs effets plus incertains (Langhorne et al., 2011).

Il est important de mentionner que « Le but de toute rééducation est de diminuer les effets délétères de la lésion organique sur les activités personnelles et sociales pour permettre au patient un mode de vie le plus libre possible » (Groupe suisse de travail pour les maladies cérébro-vasculaires et Fondation suisse de cardiologie, 2000, p.1789) (Groupe suisse de travail pour les maladies cérébro-vasculaires and Fondation suisse de cardiologie, 2000; Langhorne et al., 2011).

## 2.8 Troubles de la marche post-AVC

Environ 80% des patients ayant eu un AVC ont de la peine à bouger ou souffrent de faiblesse musculaire d'un côté de leur corps. On caractérise cette pathologie d'hémi-parésie car le mot « hémi » signifie « un côté » et « parésie » désigne « faiblesse ». Elle peut être de deux types. Premièrement, il y a l'hémi-parésie de type moteur pur, qui est la plus connue. Elle est caractérisée par une « faiblesse » du visage, du bras et de la jambe. Les parties du corps peuvent être affectées de façons équivalentes, mais dans certains cas, une partie du corps est plus fortement affectée que les autres. Deuxièmement, il y a l'hémi-parésie ataxique qui correspond à une « faiblesse » ou « maladresse » d'un côté du corps et où la jambe est généralement plus touchée que les bras.

Les personnes hémi-parétiques ont donc des difficultés à bouger leur bras et leur jambe ce qui engendre des problèmes de coordination et des troubles de l'équilibre. On imagine donc que de simples tâches quotidiennes comme la marche sont perturbées (National Stroke Association USA, 2006).

En effet, l'étude de Hutin affirme que la parésie, l'hyperactivité musculaire et la rétraction des tissus mous sont les principaux mécanismes physiopathologiques responsables de la dégradation de la marche dans l'hémi-parésie. Cette étude analyse et compare la coordination inter-segmentaire lors de la marche de patients hémi-parétiques et de sujets contrôles. Ils démontrent que les stratégies de coordination motrice chez les sujets sains sont caractérisées par des variations du déphasage inter-segmentaire dans les différentes phases du cycle de marche. Cette méthode permet donc de mettre en évidence la limitation des degrés de liberté de mouvement due aux mécanismes de la parésie spastique ainsi que les mécanismes de compensation dans les membres inférieurs non-parétiques chez les patients (Hutin et al., 2012).

Une autre étude qui a voulu savoir si la variabilité du pattern de la marche peut être utilisée comme référence pour quantifier les altérations de la performance de la marche chez des patients post-AVC, a démontré que la longueur des pas, le temps de foulée, la phase de « swing » et « pré-swing » avaient des valeurs significativement différentes lors de la marche de personnes hémi-parétiques comparées à celle de sujets sains. Ces paramètres constitueraient donc des indicateurs de la détérioration de la marche

hémiparétique post-AVC. Ils concluent que les points suivants définissent une performance de marche perturbée et caractéristique des patients hémiparétiques (Balasubramanian et al., 2009).

Si ces troubles locomoteurs post-AVC sont bien documentés, peu d'études ont traité les effets des AVC sur la composante cognitive de la locomotion.

Il a donc été démontré et bien étudié que les patients post-AVC, qui souffrent de troubles moteurs, ont une démarche perturbée. Cependant, peu d'études ont actuellement traité les effets des troubles cognitifs sur la locomotion.

## 2.9 Question de recherche : Interaction entre troubles cognitifs et moteurs durant la marche chez des patients post-AVC

L'interaction entre troubles cognitifs et moteurs post-AVC demeure encore mal comprise (Chen et al., 2013). Ainsi, une récente étude de Postma (Ham et al., 2013) avait pour but de mesurer la prévalence des problèmes de navigation chez des patients ayant eu des AVC légers en utilisant un questionnaire de navigation (The Wayfinding Questionnaire). Celle-ci portait sur 62 patients dont 29 % d'entre eux ont déclaré souffrir de troubles de désorientation spatiale qui n'étaient pas prédits par les tests couramment administrés après un AVC. Les données neuropsychologiques effectuées lors de cette étude démontrent donc qu'il n'y a qu'une faible corrélation entre certains tests effectués cliniquement et l'habileté de navigation réelle après un AVC. Pour finir, cette étude met en avant le manque d'intérêt porté à la capacité de navigation lors de l'évaluation neuropsychologique effectuée après un AVC ainsi que l'absence de moyens permettant la mesure objective des déficiences « navigationnelles » lors de problèmes explicites d'orientation et de navigation. Il est important de noter que ces troubles persistent même après récupération de la fonction locomotrice. Cette dissociation potentielle entre récupération des fonctions motrices et cognitives est au cœur de ce travail expérimental. On va donc tenter de comprendre un peu mieux la relation qu'il y a entre les troubles moteurs et la composante cognitive de la locomotion après un AVC. Pour cela, les capacités de navigation spatiale seront testées via un paradigme de locomotion orientée vers un but spatial, avec et sans vision. Les facultés de planification

de trajet seront étudiées chez des patients souffrant de déficits moteurs importants (hémiparésie) suivant un AVC, chez d'autres patients post-AVC ayant récupéré quasi-entièrement leur capacité de marche et chez une population contrôle.

En lien avec les observations précédentes d'une dissociation entre contrôle cognitif ou moteur de la locomotion sur des sujets sains (Hicheur et al., 2007; Pham and Hicheur, 2009), notre hypothèse de travail est que les trajectoires moyennes générées par les participants ne seront pas affectées par le déficit moteur quelle que soit sa sévérité. Les patients adapteraient ainsi leur marche aux « mêmes » contraintes d'optimisation des trajets locomoteurs. L'hypothèse alternative serait qu'un déficit moteur conséquent tel qu'une hémiparésie modifierait les représentations spatiales du patient et par là ses stratégies de planification de trajets. Dans ce cas, la plus grande variabilité du pattern locomoteur post-AVC évoquée plus haut conduirait à une plus grande variabilité des trajets effectués avec ou sans vision, révélant ainsi des troubles de la navigation spatiale.

### **3 Méthode**

#### **3.1 Participants**

20 personnes dont 10 patients ayant subi un AVC ischémique ou hémorragique (âgés entre 28 et 68 ans et comprenant 6 femmes et 4 hommes) et 10 sujets sains n'ayant jamais eu de maladie neurologique (âgés entre 28 et 70 ans et comprenant 6 femmes et 4 hommes) ont participé à cette étude. Chaque sujet sain a été sélectionné de façon à ce qu'il corresponde aux caractéristiques du patient (sexe et âge, plus ou moins 2 ans). Les sujets sains forment donc une population « contrôle ». Tous les participants ont une vision normale ou corrigée et ne possèdent aucun des critères d'exclusion définis en annexe 1 et 3. Ils ont tous signé un consentement éclairé et écrit avant leur inclusion dans l'étude (cf. annexe 2 pour les patients et annexe 4 pour les sujets contrôles).

Il est important de relever que les expériences sont conformes au Code de déontologie de la Déclaration d'Helsinki et ont été approuvées par la Commission cantonale d'Ethique de la Recherche sur l'Être humain (VD, Suisse) et enregistrés sous la référence NCT02263560 sur la base de données du National Institute of Health (NIH) (ClinicalTrials.gov).

Afin de s'assurer de leur capacité à effectuer la tâche expérimentale, chaque patient a réalisé plusieurs tests à HFR sous la direction du Docteur Titus Bihl et de ses physiothérapeutes. Le premier test permet de certifier que les patients sont capables de marcher de façon autonome, tel qu'évalué selon la classification ambulatoire fonctionnelle (« The Functional Ambulation Classification », FAC) (cf. annexe 5). Pour participer à l'étude, les patients doivent obtenir un score minimal de 3 (sur l'échelle FAC qui en compte 6). Ceci atteste qu'ils sont capables de marcher au moins 10 mètres en dehors des barres parallèles avec l'assistance physique d'une seule personne ou en présence d'une simple supervision. Le second test mesure la capacité des patients à marcher les yeux fermés. Pour ce faire, ils doivent se déplacer sans vision autour de trois cônes positionnés en triangle (qu'ils ont mémorisés au préalable) dans une pièce dépourvue de tout autre obstacle. Une fois cette tâche effectuée sans assistance, un dernier test écologique sous forme de questionnaire est effectué. Le patient doit exprimer le sentiment de sécurité (subjectif) suffisant et aucune chute ou événement proche d'une chute (objectif) ne doit avoir eu lieu durant les tests. Une fois que le patient a rempli toutes ces conditions, il est inclus dans l'étude (cf. annexe 6 pour la synthèse de tous les tests pré-expérimentaux).

Tous les patients ont été suivis par la même unité de neuroréhabilitation à HFR. Ils ont eu leur AVC entre deux et treize mois avant leur participation à l'étude. Le tableau 1 donne le détail des informations communiquées sur les patients.

Tab. 1 : Caractéristiques des patients et localisation des lésions.

Patients	Genre	Age (année)	Type d'AVC	Temps après apparition de l'AVC (mois)	Hémi-parésie	Score FAC	Localisation de la/les lésions									
							PFC	FC- PFC - I	I	MC - PMC	P	T	T - O	O	BG	C
P01	F	60	Hémorragique	4	-	6				R	R	R	R		R	
P02	F	28	Ischémique	8	-	6							R	R	R	L
P03	M	66	Ischémique	8	x	5		L	L	L					L	
P04	M	49	Ischémique	5	x	4-5		L	L	L	L	L	L			
P05	M	67	Meningioma	8	-	6	L	L		L	L					
P06	F	57	Sous-arachnoïdien	8	-	5	R	R								
P07	M	68	Hémorragique	2	x	6		L		L						
P08	F	60	Encéphalite	13	x	4									L	
P09	F	30	Ischémique	11	x	6		L	L	L	L	L			L	
P10	F	51	Sous-arachnoïdien	2.5	-	6	R	R	R						L	

Légendes: PFC = région du cortex préfrontal ; FC = région du cortex frontal; I= insula; PMC = région pré-moteur; MC = région moteur; BG = ganglion basal; P= lobe pariétal; T = lobe temporal; O = lobe occipital; C = cervelet; G = hémisphère gauche; D = hémisphère droit ; L = du côté gauche ; R = du côté droit. A noter que P02 souffre d'une lésion complète du lobe gauche du cervelet.

Concernant le recrutement des volontaires, il a été fait via le biais d'une annonce (cf. annexe 7) qui a été déposée dans l'enceinte de l'Université de Fribourg, de l'HFR, mais également au sein de l'association Pro Senectute Suisse située à Villars-Sur-Glâne. Certains proches, amis et connaissances des patients, se sont portés volontaires en tant que sujets contrôles.

## 3.2 Protocole

### 3.2.1 Tâche effectuée

Les participants doivent marcher avec ou sans vision, d'un point de départ vers un but spatial pré-défini (cf. figure 8). Les expériences se sont déroulées dans un laboratoire de l'Unité Sciences du Sport et du Mouvement de l'Université de Fribourg (site de Pérolles). La pièce utilisée fait 8.7 mètres de long, 6 mètres de large et 3.3 mètres de hauteur. Trois départs possibles ont été définis (gauche = rouge, centre = vert et droite = bleu) (cf. figure 9). Les participants devaient donc commencer au niveau d'un de ces points de départ et marcher vers une cible. Celle-ci est représentée par une flèche de 1.20 mètres de long et 0.25 mètres de large posée au sol. Pour les départs rouge et bleu, la flèche pouvait être placée à deux distances possibles (cf. figure 9 : numéro 2 et 3) et pour chacune d'entre elle, 4 orientations de flèches étaient possibles (cf. figure 10 : nord, sud, est et ouest). Pour le départ vert, la flèche pouvait être placée au niveau des trois distances, mais était orientée uniquement vers le nord.

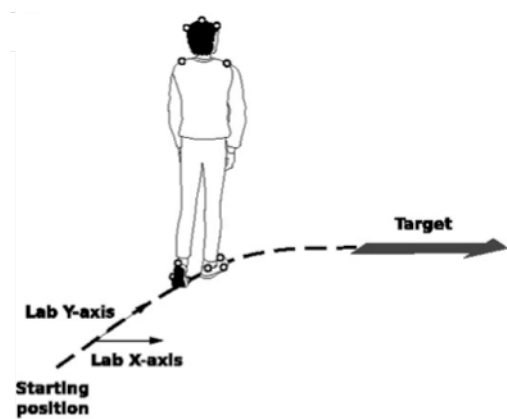


Fig. 8 : Schéma de la tâche à effectuer avec le point de départ, le trajet réalisé et le but spatial (Pham and Hicheur, 2009).

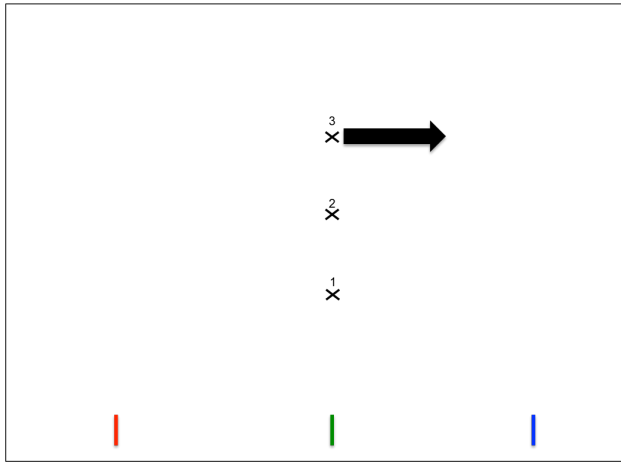


Fig. 9 (à gauche) : Vue du ciel du sol du laboratoire. Sur le bas de l'image se trouvent les trois départs possibles (gauche = rouge, vert = centre et droite = bleu). Au centre se trouvent les 3 distances possibles de positionnement des flèches.

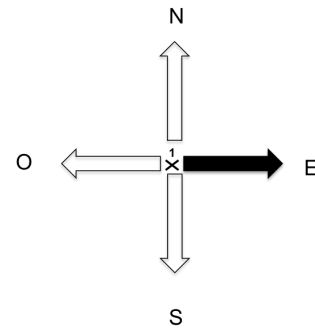


Fig. 10 (à droite) : Exemple des quatre possibilités d'orientation de la flèche.

Le sujet est informé par l'expérimentateur du lieu de départ et va se placer au niveau de celui-ci. Pendant ce temps, l'expérimentateur place la flèche au sol dans l'orientation souhaitée pour l'essai. Au signal de départ (une pression exercée sur l'épaule), le sujet effectue la marche jusqu'à la cible. Il peut emprunter le chemin de son choix pour se rendre à la flèche, mais a pour seule consigne de faire le premier pas droit devant et de marcher de la façon la plus spontanée possible (dans le but que tous les participants commencent de la même manière et que la marche soit la plus naturelle possible).

Lorsque le participant effectue la tâche sans vision, il mémorise la cible (cela prend environ 3 secondes) une fois qu'il se trouve au lieu de départ et que la cible est en place. Dès que le sujet est prêt, il descend lui-même (ou avec l'aide de l'expérimentateur si le patient n'y arrive pas tout seul) un bandeau situé à hauteur de ses yeux. Durant ce temps, l'expérimentateur enlève la flèche afin d'éviter tout feedback tactile véhiculé par la pose des pieds sur la flèche. La tâche s'effectue de la même façon qu'avec vision, sauf que l'expérimentateur suit le sujet afin d'éviter toute collision avec un des murs. De plus, à la fin de chaque essai sans vision, le participant doit attendre que l'expérimentateur le guide quelques pas sans vision afin d'éviter que le sujet puisse prendre des informations sur sa performance.

Avant l'enregistrement des mesures, le participant effectue deux ou trois trajectoires « à blanc », afin de se familiariser avec la tâche et de dissiper toute crainte de heurter le mur lorsqu'il a les yeux bandés. La tête des participants est recouverte d'un casque qui évite



que des indices sonores puissent donner des indications au participant sur son orientation dans la pièce.

### 3.2.2 Conditions expérimentales

Chacune des possibilités (toutes les cibles et départs possibles effectués avec et sans vision), s'effectue trois fois, il y a donc un total de 114 essais à réaliser (départ bleu et rouge : deux distances possibles et 4 orientations possibles exécutées avec et sans vision ( $2 \times 2 \times 4 \times 2$ ) - départ vert : 3 distances possibles et 1 orientation qui sont accomplies avec et sans vision ( $1 \times 3 \times 1 \times 2$ ) et chacun des essais est effectué trois fois, on a donc  $3(2 \times 2 \times 4 \times 2) + 3(1 \times 3 \times 1 \times 2)$  qui donne 114 essais). Pour chaque participant, ces 114 essais sont réalisés de façon aléatoire (en terme de lieu de départ, condition visuelle, position et orientation de la flèche), afin d'éviter tout effet d'apprentissage (cf. annexe 8 pour un exemple).

Tous les participants sont venus faire les expériences sur deux ou trois séances à quelques jours d'intervalle afin d'éviter tout biais dû à la fatigue. Une pause de 5 minutes est accordée à la moitié de la séance et le temps entre les essais était généralement de 10-20 secondes. Au final, 2'280 trajectoires (1'140 pour les patients et 1'140 pour les contrôles) ont été enregistrées pour ce travail. Cependant, pour les analyses 20 trajectoires n'ont pas pu être prises en considération, car leurs données étaient manquantes ou fausses. Les résultats sont donc générés à partir de 2'260 trajectoires.

### 3.2.3 Enregistrement expérimental

La pièce expérimentale est pourvue du système de capture de mouvement optoélectronique Optitrack (Natural Point Inc., Oregon USA). Celui-ci repose sur l'utilisation de marqueurs réfléchissant de manière passive la lumière infra-rouge émise depuis les caméras (modèle Prime17W). L'enregistrement des positions des marqueurs placés sur les participants a été échantillonné à une fréquence de 120 Hz. Un ordinateur est relié aux caméras et stocke les données via l'interface logicielle Motive (NaturalPoint®, Oregon, USA) (cf. figure 11).

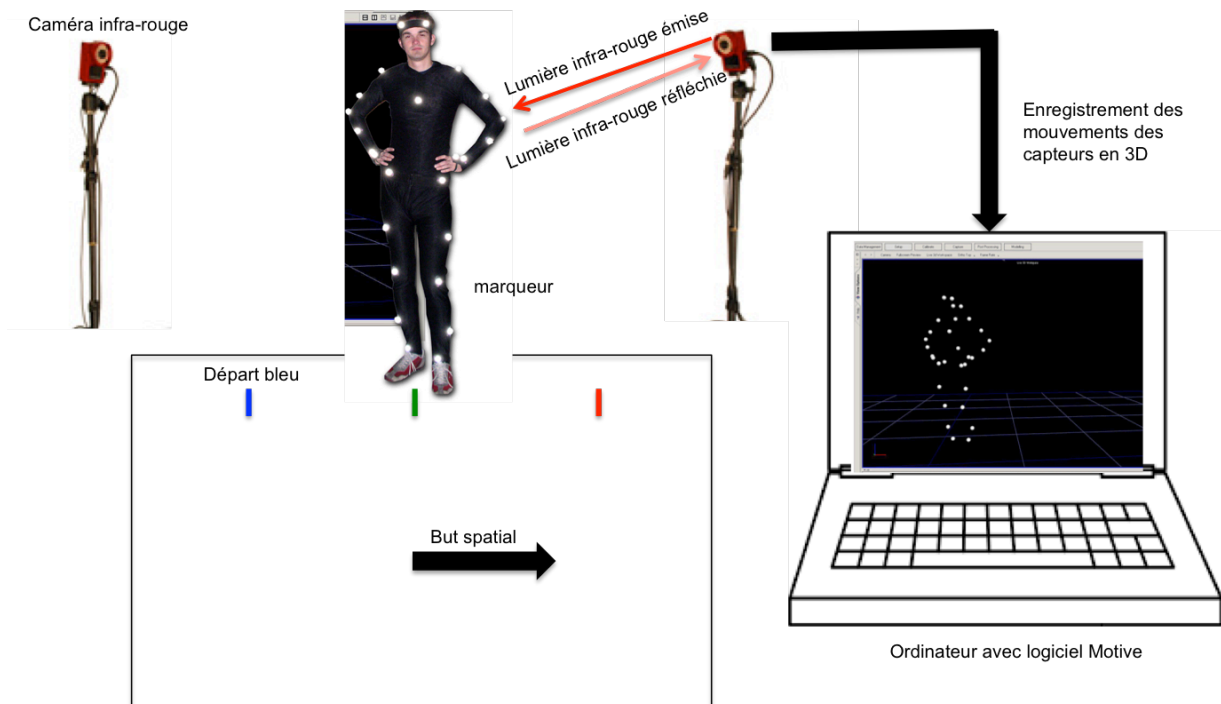


Fig. 11 : Illustration globale du système de capture de mouvement Optitrack (Natural Point ©, Oregon, USA).

Avant de pouvoir enregistrer des données, le système doit être calibré. Pour ce faire, il faut s'assurer que l'espace d'enregistrement est dépourvu de tout objet susceptible de réfléchir la lumière infra-rouge. Puis à l'aide du « Large Volume OptiWand Kit » (cf. figure 12), on indique l'espace dans lequel se trouveront les marqueurs afin de calibrer les caméras. Pour finir, le « Calibration Square » (cf. figure 13) permet de définir l'origine du repère de référence (0,0,0) du laboratoire et la position dans l'espace de chaque marqueur pourra ainsi être calculée par rapport à ce dernier.



Fig. 12 : Le « Large Volume OptiWand Kit » permet d'indiquer l'espace dans lequel se trouveront les marqueurs afin de calibrer les caméras.

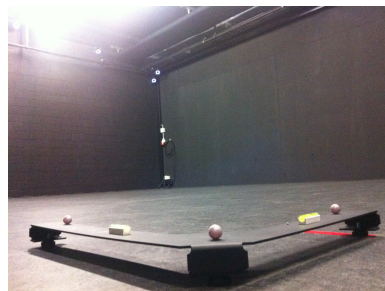


Fig. 13 : Le « Calibration Square » permet de définir l'origine du repère de référence (0,0,0) de la pièce.

Le laboratoire est équipé de 15 caméras disposées en hauteur afin de couvrir de manière optimale la zone de déplacement des participants dans la pièce. Les sujets sont vêtus d'une jacket et de chaussons noirs (attachés à leurs chaussures) en velcro sur lesquels les marqueurs peuvent être scratchés. Comme le but des enregistrements expérimentaux est d'étudier les trajectoires du corps entier dans l'espace, les marqueurs ont été placés comme suit : la tête est recouverte d'un casque sur lequel sont placés 5 marqueurs. Les deux premiers marqueurs sont placés au niveau de chaque oreille et au sommet de la tête se trouvent deux autres marqueurs fixés de part et d'autre d'un objet rigide : ces deux marqueurs sont orientés dans l'axe naso-occipital. Pour finir, une asymétrie est créée en plaçant un cinquième marqueur du côté droit du casque. Ces cinq marqueurs permettent de créer un objet « tête » dans le logiciel Motive qui rend l'enregistrement et l'analyse des trajectoires de la tête plus facile. Les marqueurs au niveau de la ceinture scapulaire sont positionnés sur l'acromion droit et gauche afin de capturer l'orientation des épaules lors de la marche et chaque pied possède un marqueur au niveau du talon et du troisième orteil (cf. figure 14).



Fig. 14 : Participant équipé à partir du départ rouge avec les yeux ouverts (image de gauche) et les yeux fermés (image de droite).

### 3.2.4 Traitement des données

Une fois les manipulations expérimentales terminées, les valeurs enregistrées par le logiciel doivent être vérifiées essai par essai. Il faut s'assurer que chaque marqueur est visible du début à la fin de l'enregistrement de façon continue. Parfois, il arrive qu'un marqueur possède une « double identité ». Il faut donc, après vérification visuelle de l'enregistrement, manuellement fusionner les deux trajectoires incomplètes afin de générer une trajectoire unique non discontinue du marqueur en question. Dans certains cas, il se peut qu'aucune donnée n'ait été enregistrée pour un marqueur durant un court instant, car il a été perdu par les caméras. La fonction « fill gap » permet de reconstruire la trajectoire entre deux points lorsque celle-ci est manquante (via une fonction d'interpolation polynomiale, option « cubic »). Nous avons fixé la limite supérieure des « fill gap » à 20 images (soit 1/6<sup>ème</sup> de seconde au maximum sur un mouvement durant au minimum 6 à 7 secondes). Si la portion de trajectoire manquante est plus grande, on utilise alors une autre option (« pattern-based ») du « fill gap » qui permet de compléter la portion manquante sur la base des autres marqueurs à proximité (en général oreille gauche pour oreille droite). Si cette procédure ne permet pas d'interpoler correctement, le marqueur problématique ne pourra être utilisé pour les analyses.

Après traitement des données, chaque marqueur de chaque essai et de chaque patient est représenté par une trajectoire lisse et propre qui caractérise le chemin emprunté par le sujet (cf. figure 15).

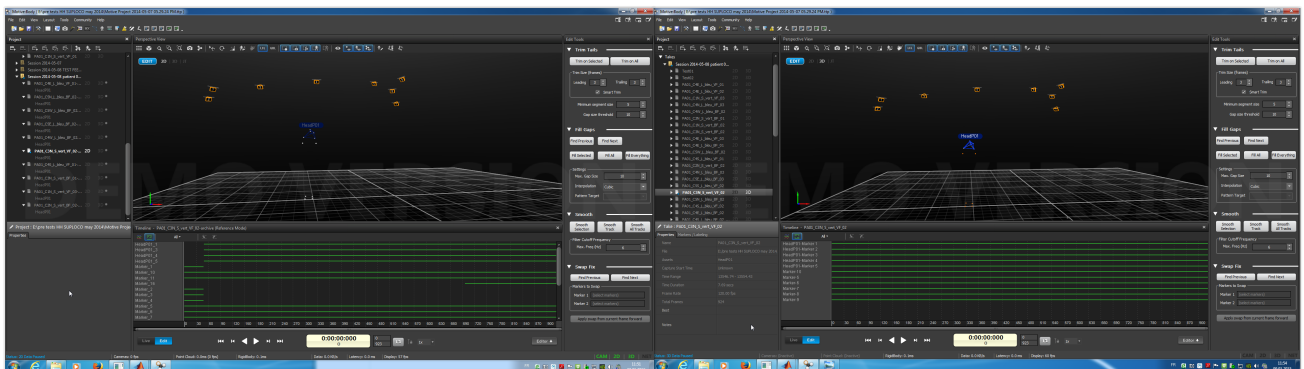


Fig. 15 : L'image de droite correspond aux enregistrements avant traitement des données, alors que l'image de gauche représente les trajectoires lisses des cinq marqueurs de la tête, des deux marqueurs des épaules et des 4 marqueurs des pieds après traitement.

### 3.3 Analyse des données

Les valeurs enregistrées en tant que tels par le logiciel Motive constituent des décours temporels de positions brutes de marqueurs. L'analyse va donc constituer à identifier le début et la fin du mouvement en vue d'isoler la période de marche d'intérêt. La comparaison des trajets effectués dans les différentes conditions de vision ou bien chez les patients versus contrôles repose sur le calcul de paramètres moyennés. Les équations ci-dessous nous permettent de définir les trajectoires et profils de vitesse moyens.

#### 3.3.1 Définition des trajectoires

Les trajectoires réalisées ont été catégorisées en 4 groupes. L'appartenance à un groupe particulier a été établie sur la base de l'amplitude de rotation du corps induit par la cible. Les 19 cibles ont ainsi été classées en quatre catégories et les trajectoires observées différaient par leurs courbures moyennes. La première se nomme « straight trajectory, ST », elle correspond aux trois cibles du départ vert. La seconde est définie par « low curvature, LC » et comprend les cibles nord des départs rouge et bleu. La troisième s'appelle « middle curvature, MC » et englobe les cibles ouest du départ bleu et les cibles est du départ rouge. La dernière catégorie se prénomme « high curvature, HC » et est représentée par les cibles sud des départs rouge et bleu ainsi que les cibles est du départ bleu et les cibles ouest du départ rouge. Grâce à cette classification, les différentes cibles sont regroupées par niveau de courbure généré au cours du trajet et permet donc une comparaison statistique des différents groupes de catégories. Pour le calcul des distances et durées de parcours, ces catégories ont été séparées en 11 groupes sur la base de la position de la cible (donc de la distance induite par la cible, et non le niveau de courbure).

#### 3.3.2 Calculs des trajectoires

Il a été défini que le début ( $t=0$ ) de chaque trajectoire correspond au moment où le patient croise l'axe-X avec un  $y=0.5$  ce qui correspond à la longueur moyenne du premier pas qui devait être effectué tout droit (une des consignes données aux participants était de « faire le premier pas droit devant » pour s'assurer qu'ils débutaient la tâche avec la même orientation du corps). Dans le but d'avoir les mêmes critères pour les conditions avec et sans vision, la fin ( $t=1$ ) de chaque trajectoire

correspond au moment où la vitesse du sujet devient plus petite que 0.06 m/s (cette valeur est plus petite que le 5% de la moyenne réelle de la vitesse de marche). Ce seuil positif a été choisi, car après l'arrêt du participant, il y a toujours un petit mouvement résiduel du haut du corps. Il est important de noter qu'à chaque fois qu'une dérivée de la position a été faite (pour la vitesse, l'accélération etc.), on a appliqué un filtre Butterworth (filtre linéaire) de second ordre avec une fréquence de coupure d'1 Hz (pour éliminer les oscillations liées au pas).

- Trajectoires moyennes

Pour chaque cible et condition de vision, la trajectoire moyenne  $[x_{\text{moy}}(t) ; y_{\text{moy}}(t)]$  a été calculée pour l'ensemble des répétitions de tous les sujets d'un même groupe de la manière suivante :

$$x_{\text{moy}}(t) = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i(t) \quad y_{\text{moy}} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N y_i(t)$$

où N correspond au nombre de trajectoires enregistrées pour un groupe (contrôle ou patients) ou une condition de vision (VF ou BF).

- Profils de variabilités

Dans un deuxième temps, la variabilité autour du trajet moyen nous permet de quantifier le degré de stéréotypie des trajets produits à travers les sujets et les répétitions. La variabilité d'une trajectoire particulière est mesurée en calculant la déviation instantanée de cette trajectoire (TD) par rapport à la trajectoire moyenne:

$$TD(t) = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N (x_i(t) - x_{\text{av}}(t))^2 + (y_i(t) - y_{\text{av}}(t))^2}$$

où  $[x_i(t) ; y_i(t)]$  représente le trajet i effectué par un sujet pour un essai donné.

Pour l'analyse statistique, on utilise le MTD qui est la valeur maximale du paramètre TD ainsi que le ATD qui correspond à la moyenne du paramètre TD. Le paramètre ATD nous donne donc la déviation moyenne autour du trajet moyen (un écart-type en « 2D ») et le MTD correspond à la valeur maximale moyenne de la déviation par rapport au trajet moyen.

### 3.3.3 Profils de vitesse

Les calculs des profils de vitesse et de la variabilité autour du profil de vitesse moyen ont permis de savoir si les participants variaient leur vitesse de marche à des positions/instants similaires durant la trajectoire. Nous avons ainsi défini le profil de vitesse normalisé  $v_i$  et la moyenne des profils de vitesse normalisé  $v_{moy}$  comme suit :

$$v_i = \frac{\sqrt{\dot{x}_i^2 + \dot{y}_i^2}}{\int_0^1 \sqrt{\dot{x}_i^2 + \dot{y}_i^2} dt} \quad v_{moy} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N v_i$$

La déviation d'un profil de vitesse (VD) par rapport au profil de vitesse moyen est définie ainsi :

$$VD(t) = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N (v_i(t) - v_{av}(t))^2}$$

Pour l'analyse statistique, on utilise le MTV qui est la valeur maximale du paramètre TD ainsi que le ATV qui correspond à la moyenne du paramètre TD. Le MTV nous donne donc la moyenne de la variabilité autour de la vitesse moyenne et le MTV correspond à la valeur maximale de la variabilité par rapport à la vitesse moyenne.

### 3.3.4 Comparaison des trajectoires entre deux conditions/groupes de participants

Nous avons aussi comparé les trajectoires moyennes enregistrées dans les deux conditions (avec et sans vision) ou entre patients et contrôles pour une condition identique. Cela nous permet donc de mesurer le degré de stéréotypie du trajet à travers les groupes ou les conditions de vision. Pour cela, on a défini pour chaque cible la séparation instantanée de la trajectoire (TS) de la façon suivante :

$$TS_{A/B}(t) = \sqrt{(x_A(t) - x_B(t))^2 + (y_A(t) - y_B(t))^2}$$

où  $(x_A, y_A)$  et  $(x_B, y_B)$  indique la trajectoire moyenne dans les condition/groupe A et condition/groupe B respectivement.

Nous avons ensuite défini la valeur moyenne ou maximale de séparation entre les trajectoires obtenues (ATS et MTS) dans les 2 groupes/conditions de la manière suivante (ici MTS):

$$MTS_{A/B}(t) = \max_{0 \leq t \leq 1} TS_{A/B}(t)$$

### 3.4 Tests statistiques

Les tests de comparaison statistique ont été réalisés à l'aide du logiciel Statistica (v8.0 Statsoft ©). Des tests ANOVA avec mesures répétées (variables dépendantes : 4 groupes de trajectoires x 2 conditions de vision x 3 essais et variables catégorielles : 2 groupes x 10 individus) ont été réalisés pour comparer les moyennes des paramètres suivants : durée du trajet, distance du trajet, MTD/ATD et MTV/ATV. Ces analyses nous ont permis de comparer l'effet du groupe (patients versus contrôles), de la vision et du rang de l'essai (3 essais pour chaque cible) sur les propriétés spatiales (géométriques, distance) et temporelles (profils de vitesse et durée) des trajectoires générées. Le rang de l'essai n'ayant pas d'effet ( $p > 0.05$ ), les valeurs ont été moyennées à travers les essais (rappelons que tous les essais étaient effectués dans un ordre aléatoire).

Une comparaison des sous-groupes (patient hémiparétiques (HP) versus patient non-hémiparétique (NHP)) a été réalisée à titre informatif, car le nombre d'échantillons (5 cas dans chaque sous-groupe) ne permettait pas une puissance statistique suffisante : un test non-paramétrique de Mann-Whitney a donc été réalisé pour ces analyses supplémentaires pour comparer les durées et distances de parcours.

Pour tous ces tests, le seuil de significativité a été fixé à  $p = 0.05$  et en cas de différence significative, la valeur de F/U et de p seront détaillées (sinon l'absence de significativité sera exprimée comme suit :  $p > 0.05$ ). Les effets d'interaction (par exemple vision x groupe) seront également signalés lorsqu'ils seront significatifs.

## 4 Résultats

Dans la première partie de ce chapitre, la durée et la distance effectuée pour réaliser les différents trajets seront analysées afin de donner de premiers indices concernant les composantes motrices et spatiales temporelles de la tâche.



Par la suite, les graphiques des trajectoires et des profils de vitesse seront présentés afin d'avoir une vue générale et concrète des résultats qui nous permettent de relever les tendances générales. Les observations faites sur ces graphiques seront quantifiées par les histogrammes des valeurs MTD/ATD et MTV/ATV et confirmées ou infirmées par les valeurs statistiques afin d'arriver à des conclusions finales qui seront discutées dans le dernier chapitre de ce travail de master.

#### 4.1 Durée du trajet

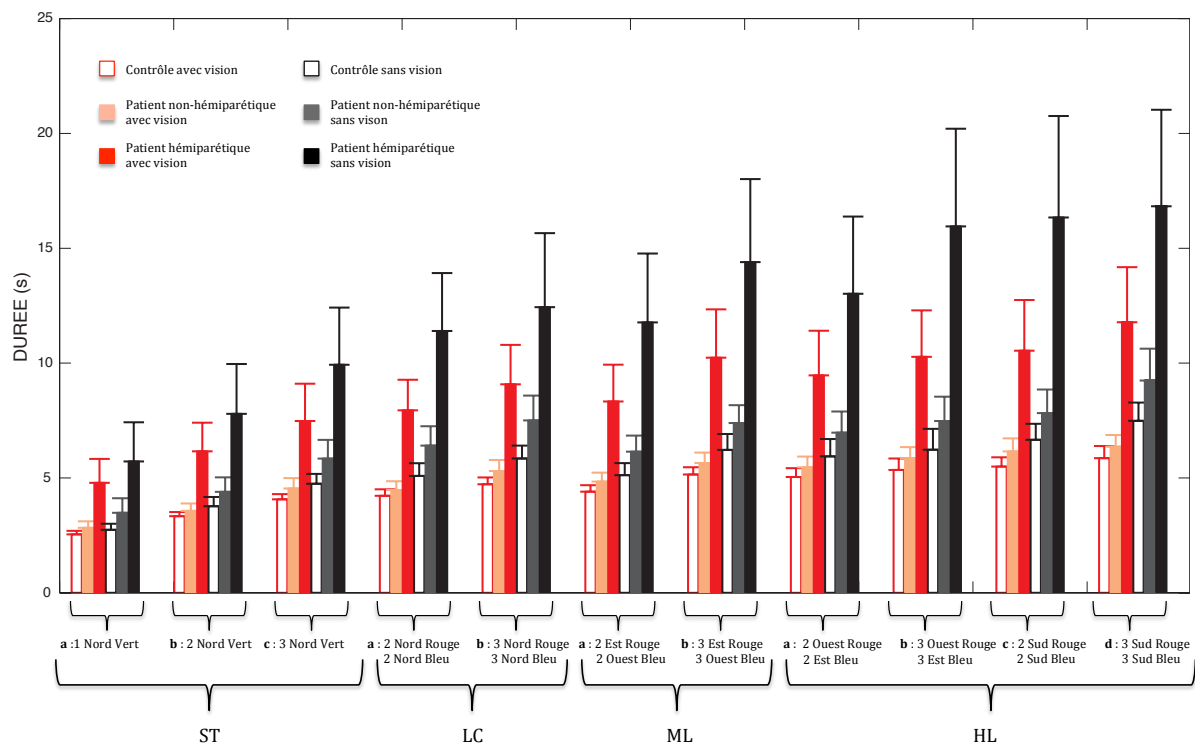


Fig.16 : Durées effectuées pour réaliser les différentes trajectoires. Pour comparer les durées, les catégories ont été séparées en sous-ensembles afin de regrouper les cibles qui ont la même longueur de trajet.

Le premier effet visible est la durée de parcours systématiquement plus grande (pour toutes les catégories de cible et dans les deux conditions visuelles) des patients hémi-parétiques (HP) comparée aux durées des patients non-hémi-parétiques (NHP) et des participants contrôle (CT). La durée pour atteindre les différentes cibles sud est en moyenne de 17 secondes pour les patients HP alors qu'elle est de 7 secondes en moyenne pour le groupe CT. La différence de durée (toutes catégories de cibles confondues) entre l'ensemble des patients (HPP+NHP) et le groupe CT est significative

d'un point de vue statistique ( $F(1,16)=7.82$ ,  $p=0.013$ ). La comparaison entre les groupes HP et NHP a été effectuée via un test de Mann-Whitney. Celui-ci a révélé des durées significativement plus grandes pour le groupe HP pour la plupart des 11 catégories testées (en particulier pour les catégories LCa-Vision-Sans, LCab-Vision, MCa-Vision, MCB-Vision-Sans, HCB-Vision-Sans et HCD-Vision. Résultats du test : valeurs U entre 0 et 2,  $n_1 = n_2 = 5$  pour chaque catégorie,  $p < 0.05$ ). Il est important de noter que la variabilité des valeurs observées chez les patients HP influe grandement sur la significativité des tests, d'autant que seuls 10 cas sont comparés au total. Les analyses ANOVA n'ont révélé aucun effet de la vision sur la durée (ni d'effet d'interaction Vision x Groupe) ( $p>0.05$ ).

## 4.2 Distance parcourue pour atteindre la cible

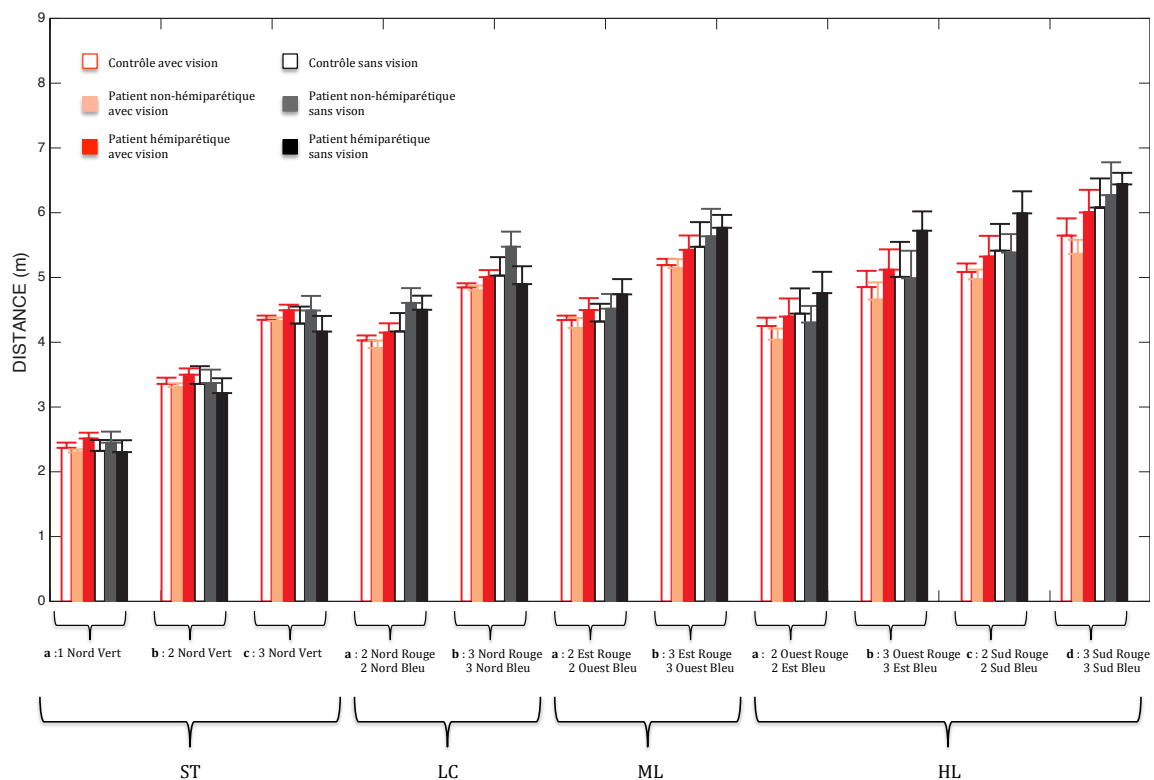


Fig. 17 : Distances effectuées pour réaliser les différentes trajectoires. Pour comparer les distances, les catégories ont été séparées en sous-ensembles afin de regrouper les cibles qui ont la même longueur de trajet.

Comparée à la durée, on n'observe pas visuellement de tendances systématiques. Les patients aussi bien que les CT génèrent des trajets de distances similaires. Ce résultat est confirmé par les tests ANOVA ( $p>0.05$ ) qui ne révèlent pas d'effet significatif du groupe

sur la distance. En revanche, on observe que les distances tendent à être plus grandes pour la catégorie de trajectoires HC pour les patients HP. Ceci a été quantifié à l'aide du test de Mann-Whitney, mais n'a révélé aucun effet significatif ( $p > 0.05$ ) du groupe (HP vs NHP) sur la distance parcourue pour toutes les cibles. Les analyses ANOVA n'ont révélé aucun effet de la vision sur la distance (ni d'effet d'interaction Vision x Groupe) ( $p > 0.05$ ).

### 4.3 Trajectoires

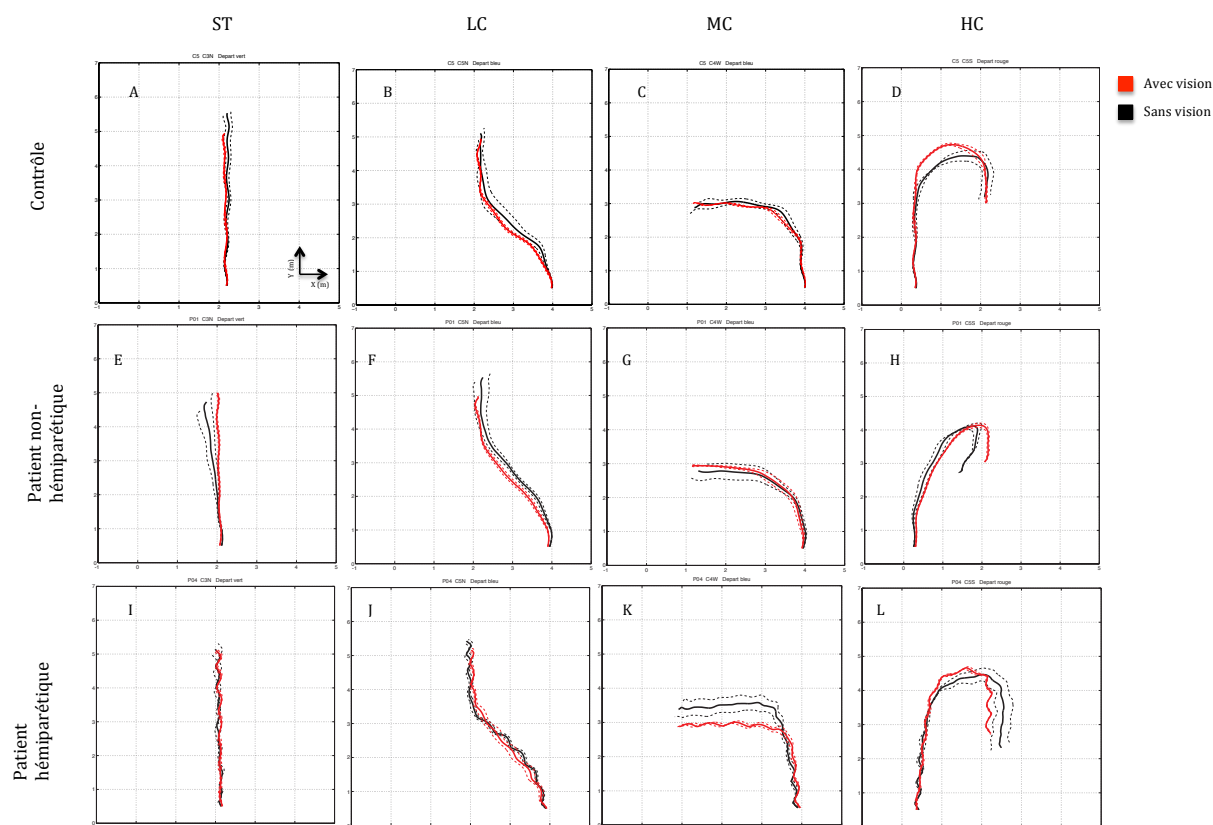


Fig. 18: Trajectoires typiques générées par un participant contrôle (A-D), un patient AVC non-hémiplariétique (E-H) et un patient AVC hémiplariétique (I-L) pour les quatre catégories de cible testées. La cible C3 Nord à partir du vert représente la catégorie « straight trajectory », la cible C3 Nord à partir du bleu définit la catégorie « low curvature », la cible C4 Ouest à partir du bleu symbolise la catégorie « middle curvature », alors que la catégorie « high curvature » est illustrée par la cible C5 Sud à partir du rouge. La trajectoire moyenne est représentée en trait plein, la variabilité autour de celle-ci est représentée par en pointillés de part et d'autre du trajet moyen.

La forme du trajet réalisé aurait pu être différente à travers les groupes et les conditions, malgré des distances comparables (cf. section précédente). Sur la figure 18, on observe cependant que de façon générale, les trois différents groupes de participants réalisent des trajectoires similaires pour atteindre la cible. Il y a donc une stéréotypie des

trajectoires qui est visible. Ceci est perceptible à travers les trajectoires moyennes (en trait épais sur la figure 18) dont la forme reste inchangée qu'importe la condition (avec ou sans vision), la catégorie (ST,HC,MC,LC) ou le groupe (patients versus contrôle). Ces observations sont confirmées au niveau quantitatif grâce aux paramètres ATS et MTS. En effet, la différence entre la trajectoire moyenne des patients versus celle des contrôles est au minimum de 4 cms en moyenne (ATS) pour la catégorie ST (toutes conditions de vision confondues) et de 33 cms au maximum (pour la catégorie MC effectuées sans vision). Ces mesures de stéréotypie sont du même ordre de grandeur que celles observées chez des participants sains dans des études précédentes (Pham and Hicheur, 2009; Pham et al., 2011).

De manière particulièrement intéressante, les trajectoires effectuées par les patients HP présentent des fluctuations qui ne sont pas présentes chez le contrôle ou le patient NHP. Celles-ci sont caractéristiques de la démarche d'un HP, car la paralysie d'une partie du corps va induire une stratégie motrice compensatrice qui génère des oscillations de haute fréquence au cours de la marche (dues à des pas plus courts). Ces observations faites sur la démarche de patients HP concordent avec ceux de Hutin (Hutin et al., 2012). En revanche, la forme générale du trajet chez ces patients est comparable à celle des autres groupes (cf. figure 18). Dans le chapitre suivant, la variabilité autour de ce trajet moyen est décrite.

#### 4.3.1 Variabilité autour des trajets moyens

La quantification de la variabilité autour des trajectoires moyennes (zone entre les pointillés sur la figure 18) a été calculée en termes de déviation maximale ou moyenne par rapport au trajet moyen (MTD et ATD). La variable MTD est une variable locale, car elle est calculée comme étant le pic dans la courbe du paramètre TD (cf. méthodes) alors que la variable ATD représente la déviation moyenne au trajet moyen (l'équivalent d'un écart-type en 2D).

### 4.3.2 Histogramme MTD

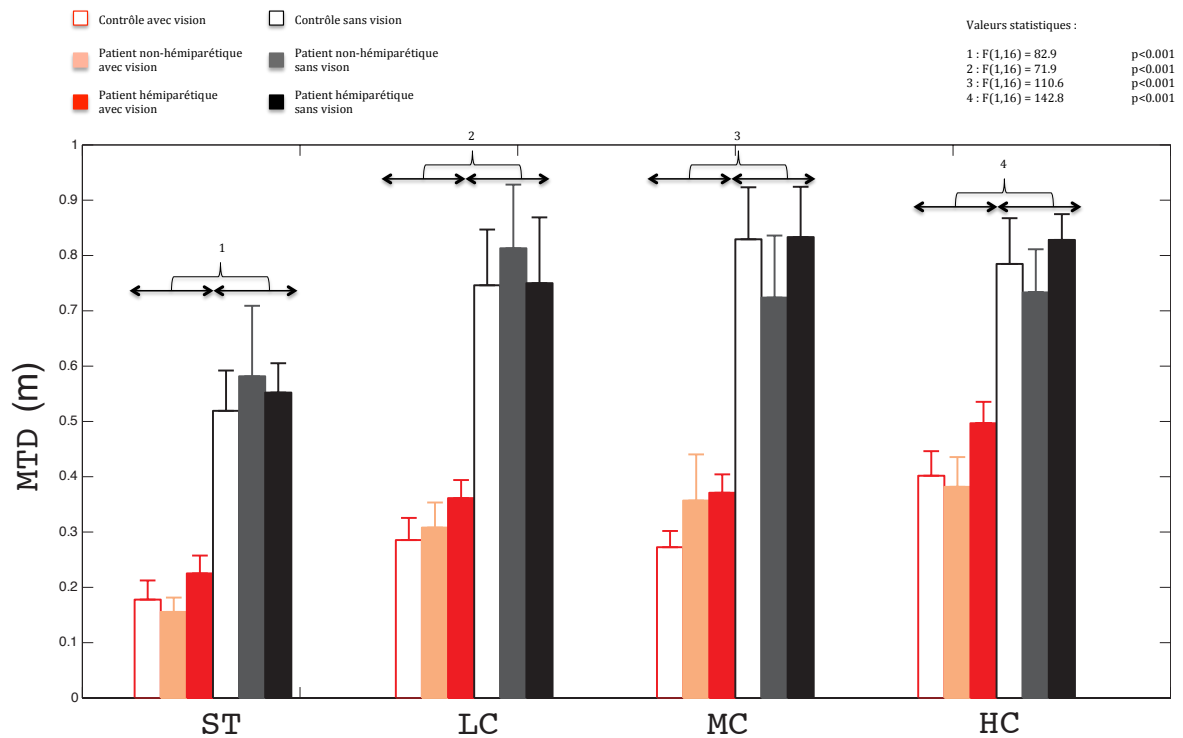


Fig. 19 : Valeurs de la déviation maximale par rapport à la trajectoire moyenne pour les différents groupes de participants et les différentes catégories de cible.

La déviation maximale par rapport au trajet moyen avec vision (en rouge sur la figure 19) est de l'ordre de 20 centimètres pour la catégorie ST et au maximum de 50 centimètres pour la catégorie HC. Cette déviation est d'autant plus grande plus l'amplitude de courbure du trajet est élevée (dévi-ation de  $ST < LC < MC < HC$ ) ( $F(3,48)=34.5$ ,  $p<0.01$ ). De plus, il y a un effet d'interaction ( $F(3,48)=4.18$ ,  $p<0.05$ ) entre catégorie et vision (voir figure 19 pour les valeurs significatives des effets de la vision pour chaque catégorie). En revanche, il n'y a pas d'effet du groupe sur MTD ( $p>0.05$ ). En comparant les patients NHP et les patients HP (test de Mann-Whitney), aucune différence significative n'a été trouvée ( $p<0.05$ ).

### 4.3.3 Histogramme ATD

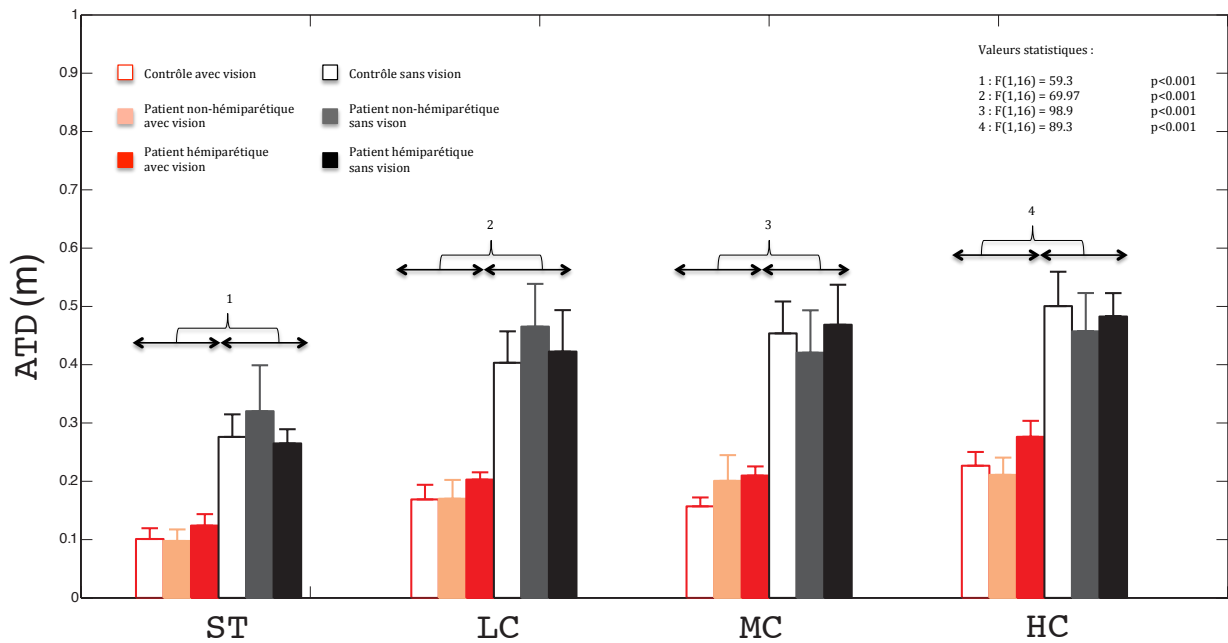


Fig. 20 : Valeurs des déviations moyennes par rapport à la trajectoire moyenne pour les différents groupes de participants et les différentes catégories de cible.

Lorsque la variabilité spatiale autour du trajet moyen est moyennée tout au long du parcours, celle-ci (ATD) est de l'ordre de 10 centimètres pour les trajets ST et de 25 centimètres pour les trajets HC (un ordre de grandeur déjà observé dans des études précédentes (Hicheur et al., 2007; Pham et al., 2007). Il y a un effet de la vision (cf. figure 20 pour les valeurs statistiques de chaque catégorie) et de la catégorie ( $F(3,48)=47.2$ ,  $p<0.01$ ) sur ATD, avec un effet d'interaction Catégorie x Vision ( $F(3,48)=5.7$ ,  $p<0.01$ ). En revanche, il n'y a pas d'effet du groupe sur ATD ( $p>0.05$ ). En comparant les patients NHP et les patients HP (test de Mann-Whitney), aucune différence significative n'a été trouvée ( $p<0.05$ ).

#### 4.4 Profils de vitesse

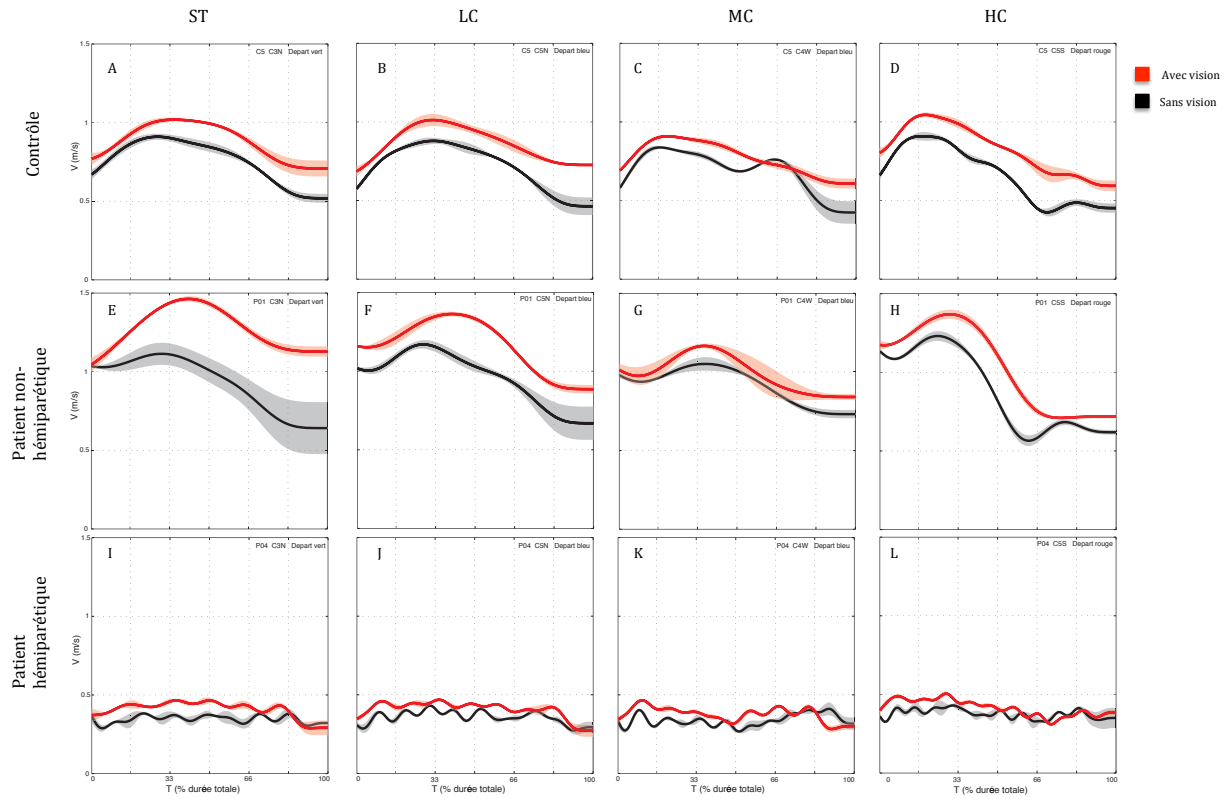


Fig. 21 : Profils de vitesse typiques générées par un participant contrôle (A-D), un patient AVC non-hémiparétique (E-H) et un patient AVC hémiparétique (I-L) pour les quatre catégories de cible testées. La cible C3 Nord à partir du vert représente la catégorie « straight trajectory », la cible C3 Nord à partir du bleu définit la catégorie « low curvature », la cible C4 Ouest à partir du bleu symbolise la catégorie « middle curvature », alors que la catégorie « high curvature » est illustrée par la cible C5 Sud à partir du rouge. La trajectoire moyenne est représentée en trait plein, la variabilité autour de celle-ci est représentée par l'ombre plus claire de part et d'autre du trajet moyen.

La figure 21 nous montre que tous les sujets effectuent la tâche légèrement plus rapidement avec vision (versus sans vision). Cependant, il est important de relever que les variations au cours du trajet sont similaires (groupe CT et NHP). Cela signifie que les sujets accélèrent et décélèrent aux mêmes endroits durant la trajectoire. Cette observation n'est en revanche pas valable pour les patients HP qui, en plus d'avoir une vitesse de marche beaucoup plus faible, maintiennent une vitesse constante tout au long du trajet. Ainsi, les patients HP génèrent une même trajectoire (cf. section précédente) mais avec un profil de vitesse différent. Dans le chapitre suivant, la variabilité autour de cette vitesse moyenne est décrite.

#### 4.4.1 Variabilités autour des vitesses moyennes

La quantification de la variabilité autour des vitesses moyennes (zone plus claire autour de la vitesse moyenne sur la figure 21) a été calculée en termes de déviation maximale ou moyenne par rapport à la vitesse moyenne (MTV et ATV). La variable MTV est une variable locale, car elle est calculée comme étant le pic dans la courbe du paramètre TD (cf. méthode) alors que la variable ATV représente la déviation moyenne au trajet moyen (l'équivalent d'un écart-type en 2D).

#### 4.4.2 Histogramme MTV

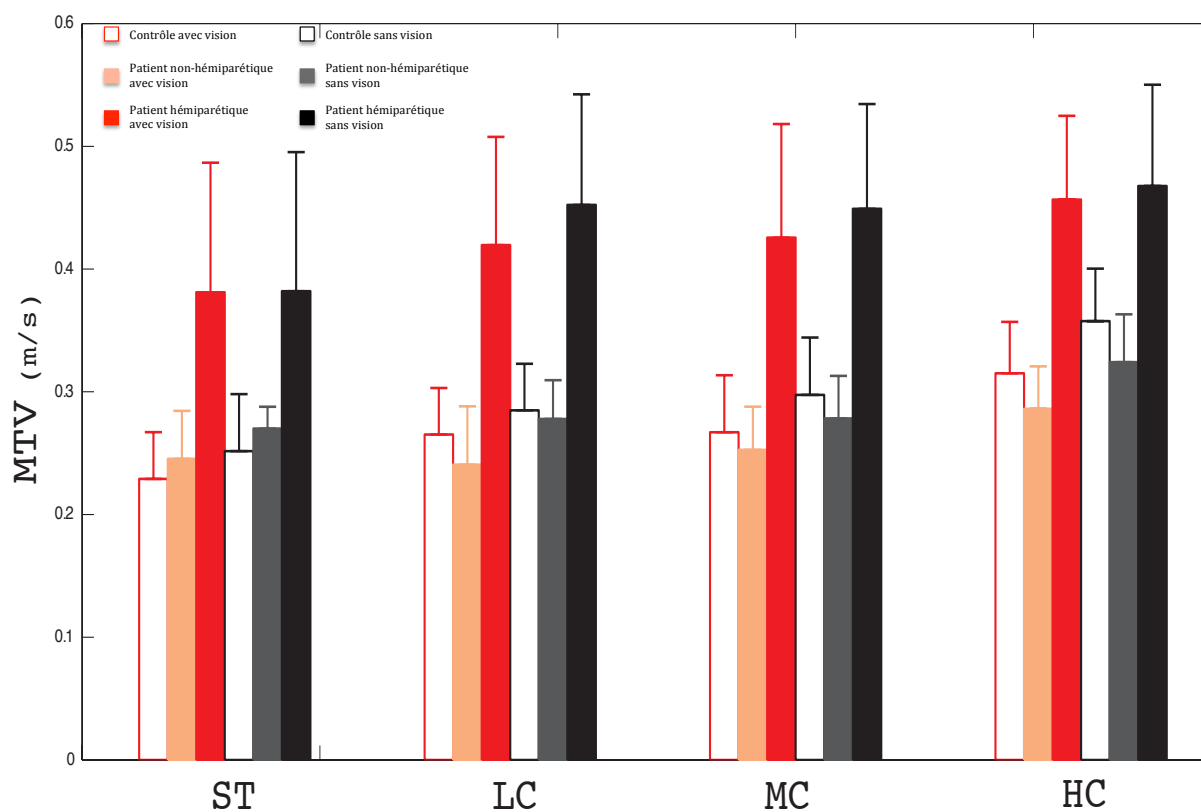


Fig. 22 : Valeurs de la déviation maximale par rapport à la vitesse moyenne pour les différents groupes de participants et les différentes catégories de cible.

Au premier abord, on observe que pour tous les groupes de sujet et pour toutes les catégories de cible, la condition vision n'influence pas la valeur de la déviation maximale, car elle est à chaque fois très similaire entre les essais réalisés avec vision de ceux réalisés sans vision. Ceci a été confirmée par l'analyse ANOVA ( $p > 0.05$ ).

Par la suite, on remarque que la valeur de la déviation maximale est systématiquement plus grande dans les deux conditions visuelles chez les patients HP alors que les patients



NHP ont des valeurs semblables à celles des CT. Cependant, le test de Mann-Whitney n'a pas permis de confirmer cette observation ( $p > 0.05$ ), sauf pour la catégorie LC avec vision ( $U = 2.0$ ,  $n_1 = n_2 = 5$ ,  $p = 0.037$ ). Cette absence de significativité peut s'expliquer par la très grande variabilité des données des patients HP (cf. figure 22) et par le faible nombre de cas pris en compte (5 cas par groupe).

#### 4.4.3 Histogramme ATV

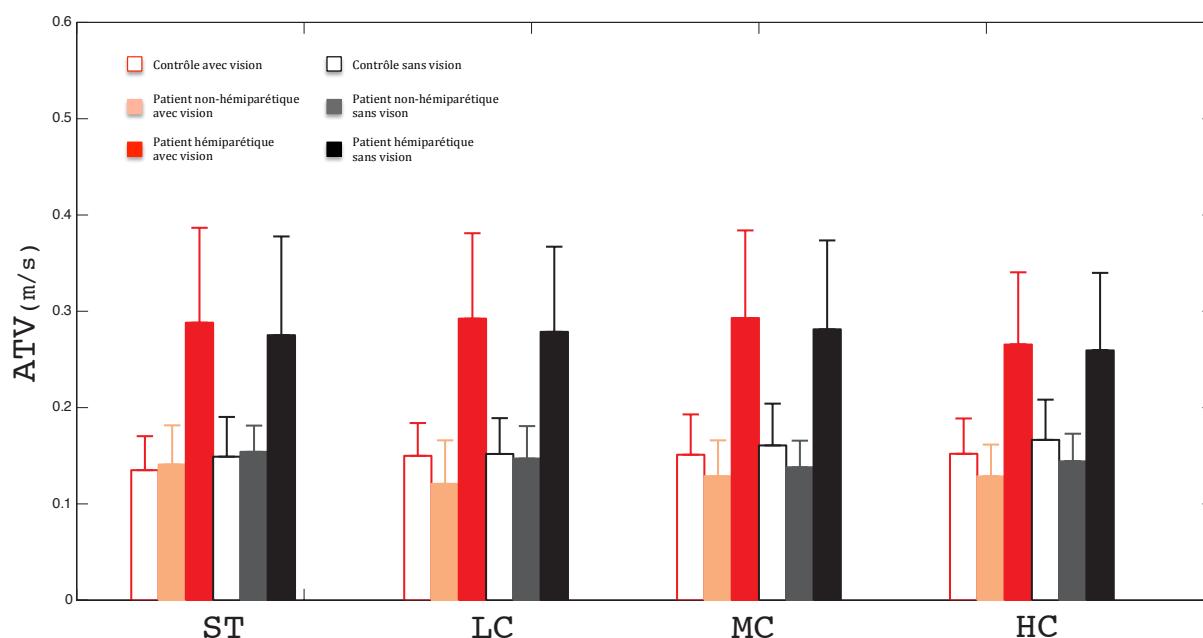


Fig. 23 : Valeurs des déviations moyennes par rapport à la vitesse moyenne pour les différents groupes de participants et les différentes catégories de cible.

Dans un premier temps, on remarque que pour tous les groupes de sujet et pour toutes les catégories de cible, la condition vision n'influence pas la valeur de la déviation moyenne, car elle est comparable entre les essais parcourus avec vision de ceux sans vision. Ces dires ont été approuvés par l'analyse ANOVA ( $p > 0.05$ ).

Dans un second temps, on constate que la valeur de la déviation moyenne est automatiquement plus grande dans les deux conditions visuelles chez les patients HP alors que les patients NHP ont des valeurs comparables à celles des CT. Cependant, le test de Mann-Whitney n'a pas permis de confirmer cette observation ( $p > 0.05$ ). Cette absence de significativité peut à nouveau s'expliquer par la très grande variabilité des données des patients HP (cf. figure 23) et par le faible nombre de cas pris en compte (5 cas par groupe).

## 5 Discussion et Conclusion

### 5.1 Mise en relation avec les précédentes études

Ce travail permet de confirmer les études précédentes (Arechavaleta et al., 2008; Hicheur et al., 2007; Pham and Hicheur, 2009; Pham et al., 2007, 2011), car la forme géométrique des trajectoires est stéréotypée à travers tous les sujets et toutes les conditions testés (paramètres ATS et MTS, figure 18). Malgré la multitude de trajets possibles pour se rendre vers une cible, les sujets génèrent des trajectoires identiques. De plus, il a aussi été observé que la robustesse de cette stéréotypie n'est affectée ni par la catégorie de la cible (les différentes amplitudes de courbures induites par la position et l'orientation de la cible), ni par la composante visuelle (avec ou sans vision). La vision n'affecte donc pas le trajet moyen mais elle a une influence sur la variabilité autour du trajet moyen et donc sur les composantes MTD et ATD. En effet, celles-ci sont plus élevées lorsque les essais sont réalisés sans vision (versus avec vision).

Concernant la composante temporelle, les découvertes faites vont dans le même sens que les précédentes études (Arechavaleta et al., 2008; Hicheur et al., 2007; Pham and Hicheur, 2009; Pham et al., 2007, 2011). En effet, tous les sujets (sauf les patients hémiparétiques) ont des profils de vitesse stéréotypés, c'est-à-dire qu'ils accélèrent et décélèrent aux mêmes instants et ceci quelle que soit la cible (peu importe l'amplitude de courbure imposée par la cible). De plus, les profils de vitesse ne sont pas influencés par la condition de vision, car le pattern de vitesse reste comparable à ceux générés avec vision. Les valeurs de MTV et ATV ne sont, par conséquent, pas différentes entre les différentes conditions (vision versus sans vision, catégories de cible : ST, LC, MC, HC et entre les sujets).

### 5.2 Nouvelles observations

Les résultats montrent que la composante spatiale n'est pas affectée chez les patients puisqu'ils réalisent les mêmes trajectoires stéréotypées que les contrôles. En effet, il a été démontré que la distance, mais également la forme du trajet parcouru étaient les mêmes quel que soit le groupe de sujet. De plus ces paramètres ne sont influencés ni par la catégorie de la cible (ST vs LC vs MC vs HC), ni par la condition de vision. Concernant

les valeurs de MTD et ATD, on retrouve toujours l'influence de la vision puisque celles-ci sont plus grandes pour les essais exécutés sans vision. Cependant, il n'y a toujours aucune différence significative visible entre les patients et le groupe contrôle. De manière particulièrement remarquable, ces observations sont valides aussi bien pour les contrôles que pour les patients avec ou sans hémiparésie.

Du point de vue de la composante temporelle, l'analyse de la durée des trajets montre que les patients NHP parcourent le trajet avec des durées comparables à celles des contrôles. En revanche, les patients HP effectuent le trajet avec une durée significativement plus grande que les patients NHP tout en générant des trajets identiques à ceux des autres groupes (cf. paragraphe précédent). Cet effet est plus prononcé pour les cibles qui ont une amplitude de courbure élevée. A noter que la vision n'affecte la durée du trajet pour aucun des groupes testés. Cette différence notable dans la composante temporelle des trajectoires des patients HP est également observée au niveau des profils de vitesse. En effet ceux-ci présentent une vitesse constante tout au long du trajet qui est significativement plus faible que les autres groupes. De plus, la variabilité autour du profil de vitesse moyen tend à être plus grande chez les patients HP, comme l'indique l'évolution des paramètres ATV et MTV.

### 5.3 Significations fonctionnelles des résultats

Si l'on tient compte de la préservation des propriétés spatiales (géométriques), des trajets locomoteurs stéréotypés à travers les groupes et les conditions de vision, l'hypothèse d'une planification du trajet dans son ensemble est renforcée. Le trajet est donc programmé comme un tout avant le départ et en fonction des habiletés motrices personnelles, différentes stratégies de mouvement sont mises en œuvre pour satisfaire cette planification. Pour effectuer cette trajectoire planifiée, le système visuel n'est pas indispensable puisque les trajectoires moyennes réalisées sans vision ne sont pas différentes de celles avec vision. Toutefois, la vision permet d'être plus précis dans l'exécution car les variations (MTD et ATV) autour du trajet moyen sont plus faibles que celles générées les yeux fermés.

Des lésions importantes au niveau des aires motrices et pré-motrices du cerveau (dont le rôle dans la planification du mouvement est bien établi) n'affectent pas la composante spatiale de la planification de trajet puisque tous les patients génèrent des trajectoires

égales à celles des contrôles. De plus, la composante spatiale et la composante motrice sont bien dissociées puisque malgré des déficits moteurs visibles et quantifiables chez les patients hémiparétiques (oscillations visibles dans les profils de vitesse, temps de parcours plus long et vitesse constante), ils maintiennent la trajectoire planifiée qui au final est identique à celle des contrôles (distance et trajectoires moyennes similaires). Ces résultats confirment donc l'hypothèse de travail puisque les trajectoires moyennes générées par les participants ne sont pas affectées par le déficit moteur quelle que soit sa sévérité et réfutent par conséquent l'hypothèse alternative.

Pour finir, il est important de relever, que tous les patients participant à cette étude ont été alités juste après leur AVC, car ils avaient tous de graves déficits qui pouvaient toucher plusieurs niveaux (moteur, langage, compréhension etc.). Avec le temps et grâce à de longues heures de rééducation, ils ont petit à petit reconquis leurs habiletés avec plus ou moins de séquelles. Pour participer aux expériences, ils devaient être capable de marcher de façon quasi autonome (obtenir un score FAC d'au moins 3), ceci signifie donc, qu'au niveau moteur, ils ont pu récupérer considérablement par rapport au début. Par conséquent, il se peut que le même processus ait eu lieu pour leurs habiletés cognitives et plus précisément d'orientation spatiale. En moyenne, les patients sont venus participer à l'étude 8 mois après leur AVC, il se peut donc que ce laps de temps leur ait permis d'acquérir à nouveau toute leur capacité d'orientation spatiale et que le déficit de la composante spatiale n'a pas pu être décelé durant nos tests. Il serait donc très intéressant d'effectuer le même genre de test mais très rapidement après leur AVC. Cependant, comme les patients se trouvent pour la plupart dans l'impossibilité de marcher, il faudrait trouver des alternatives qui permettent d'évaluer les capacités d'orientation spatiales, chez des patients à différents stades de leur récupération.

Maintenant, il se peut également qu'aucun de nos patients ait des lésions touchant une des parties du cerveau responsable de l'orientation spatiale. Il faudrait donc augmenter la taille de la population afin d'obtenir une plus grande diversité des zones du cortex touchées. Suite aux découvertes faites par les détenteurs du Prix Nobel de physiologie ou médecine 2014, John O'Keefe, May-Britt et Edvard Moser, sur les structures cérébrales impliquées dans la capacité à s'orienter dans l'environnement (O'Keefe, 1976; O'Keefe and Dostrovsky, 1971), il serait très intéressant d'élargir cette recherche à des patients ayant eu des lésions au niveau de l'hippocampe.

## **Remerciements**

Dans un premier temps, je voudrais remercier mon directeur de thèse Dr. Halim Hicheur pour le suivi et les bons conseils prodigués tout au long de la réalisation de mon travail de master, son temps consacré à la relecture ainsi que son enseignement et sa précieuse aide apportés durant l'élaboration de ce mémoire. Je tiens également à remercier le Pr. J-M Annoni et le Dr. Titus Bihl pour nous avoir mis en relation avec des patients ayant subi un Accident Vasculaire Cérébral ainsi que pour le partage de leurs connaissances médicales. Un tout grand merci également au Dr. Quang-Cuong Pham et à Cuebong Wong pour leur grande aide durant l'élaboration des données statistiques ainsi que pour leur collaboration lors de différentes vidéo-conférences. Je remercie également Dr. Jean-Pierre Bresciani pour avoir mis à disposition le laboratoire et tout le matériel technique, sans lesquels ce travail n'aurait pas pu voir le jour.

Dans un second temps, j'exprime toute ma gratitude et reconnaissance envers toutes les personnes qui ont été d'accord de consacrer un peu de temps afin de prendre part aux expériences.

Pour finir, je remercie tout particulièrement David Kaelin pour ses encouragements et son soutien moral indéfectible, ainsi que ma famille et mes amis pour leur présence et soutien continu durant l'élaboration de ce travail de master.

## Bibliographie

- Alexander, R.M. (2004). Bipedal animals, and their differences from humans. *J. Anat.* 204, 321–330.
- Arechavaleta, G., Laumond, J.-P., Hicheur, H., and Berthoz, A. (2008). An Optimality Principle Governing Human Walking. *IEEE Trans. Robot.* 24, 5–14.
- Armstrong, D.M. (1986). Supraspinal contributions to the initiation and control of locomotion in the cat. *Prog. Neurobiol.* 26, 273–361.
- Armstrong, D.M. (1988). The supraspinal control of mammalian locomotion. *J. Physiol.* 405, 1–37.
- Balasubramanian, C.K., Neptune, R.R., and Kautz, S.A. (2009). Variability in spatiotemporal step characteristics and its relationship to walking performance post-stroke. *Gait Posture* 29, 408–414.
- Beer, S., Clarke, S., Diserens, K., Engelter, S., Müri, R., Schnider, A., and Urscheler, N. (2007). Neuroréhabilitation après un accident vasculaire cérébral. *Forum Méd. Suisse* 294–297.
- Belmonti, V., Cioni, G., and Berthoz, A. (2013). Development of anticipatory orienting strategies and trajectory formation in goal-oriented locomotion. *Exp. Brain Res.* 227, 131–147.
- Bird, C.M., and Burgess, N. (2008). The hippocampus and memory: insights from spatial processing. *Nat. Rev. Neurosci.* 9, 182–194.
- Brown, T.G. (1911). The Intrinsic Factors in the Act of Progression in the Mammal. *Proc. R. Soc. Lond. Ser. B Contain. Pap. Biol. Character* 84, 308–319.
- Brown, T.G. (1914). On the nature of the fundamental activity of the nervous centres; together with an analysis of the conditioning of rhythmic activity in progression, and a theory of the evolution of function in the nervous system. *J. Physiol.* 48, 18–46.
- Burgess, N., and O'Keefe, J. (2003). Neural representations in human spatial memory. *Trends Cogn. Sci.* 7, 517–519.
- Buzsáki, G., and Moser, E.I. (2013). Memory, navigation and theta rhythm in the hippocampal-entorhinal system. *Nat. Neurosci.* 16, 130–138.
- Capaday, C. (2002). The special nature of human walking and its neural control. *Trends Neurosci.* 25, 370–376.
- Chen, C., Leys, D., and Esquenazi, A. (2013). The interaction between neuropsychological and motor deficits in patients after stroke. *Neurology* 80, S27–S34.
- Duysens, null, and Van de Crommert HW, null (1998). Neural control of locomotion; The central pattern generator from cats to humans. *Gait Posture* 7, 131–141.
- Ekstrom, A.D., Kahana, M.J., Caplan, J.B., Fields, T.A., Isham, E.A., Newman, E.L., and Fried, I. (2003). Cellular networks underlying human spatial navigation. *Nature* 425, 184–188.
- Engelter, S., and Lyrer, P. (2004). Stroke Units in der Schweiz: Bedarfsanalyse, Richtlinien und Anforderungsprofil. *Schweiz Med. Forum* 200–203.
- Flash, T., and Hogan, N. (1985). The coordination of arm movements: an experimentally confirmed mathematical model. *J. Neurosci. Off. J. Soc. Neurosci.* 5, 1688–1703.
- Grillner, S., and Dubuc, R. (1988). Control of locomotion in vertebrates: spinal and supraspinal mechanisms. *Adv. Neurol.* 47, 425–453.
- Groupe suisse de travail pour les maladies cérébro-vasculaires, and Fondation suisse de cardiologie (2000). L'accident vasculaire cérébral. *Bull. Médecins Suisses* 81, 1789–1797.
- Hafting, T., Fyhn, M., Molden, S., Moser, M.-B., and Moser, E.I. (2005). Microstructure of a spatial map in the entorhinal cortex. *Nature* 436, 801–806.

Ham, I., Kant, N., Postma, A., and Visser-Meily, J. (2013). Is navigation ability a problem in mild stroke patients? Insights from self-reported navigation measures. *J. Rehabil. Med.* 45, 429–433.

Hicheur, H., Vieilledent, S., Richardson, M.J.E., Flash, T., and Berthoz, A. (2005). Velocity and curvature in human locomotion along complex curved paths: a comparison with hand movements. *Exp. Brain Res.* 162, 145–154.

Hicheur, H., Pham, Q.-C., Arechavaleta, G., Laumond, J.-P., and Berthoz, A. (2007). The formation of trajectories during goal-oriented locomotion in humans. I. A stereotyped behaviour: Trajectories in locomotion I: stereotypy. *Eur. J. Neurosci.* 26, 2376–2390.

Holden, M.K., Gill, K.M., Maglioni, M.R., Nathan, J., and Piehl-Baker, L. (1984). Clinical gait assessment in the neurologically impaired. Reliability and meaningfulness. *Phys. Ther.* 64, 35–40.

Hutin, E., Pradon, D., Barbier, F., Bussel, B., Gracies, J.-M., and Roche, N. (2012). Coordination motrice des membres inférieurs lors de la marche dans l'hémiplégie – étude d'une cohorte de 41 patients. *Ann. Phys. Rehabil. Med.* 55, e10–e11.

Jacobs, J., Kahana, M.J., Ekstrom, A.D., Mollison, M.V., and Fried, I. (2010). A sense of direction in human entorhinal cortex. *Proc. Natl. Acad. Sci.* 107, 6487–6492.

Jacobs, J., Weidemann, C.T., Miller, J.F., Solway, A., Burke, J.F., Wei, X.-X., Suthana, N., Sperling, M.R., Sharan, A.D., Fried, I., et al. (2013). Direct recordings of grid-like neuronal activity in human spatial navigation. *Nat. Neurosci.* 16, 1188–1190.

Jeffery, K. (2014). Spatial Mapping: Graded Precision of Entorhinal Head Direction Cells. *Curr. Biol.* 24, R113–R114.

Jordan, M.I., and Wolpert, D.M. (1999). Computational motor control. *Cogn. Neurosci.* 1999 Cambridge, MA:MIT Press.

Junker, C., Schweiz, and Bundesamt für Statistik (2007). Todesursachenstatistik. Ursachen der Sterblichkeit 2003 und 2004 (Neuchâtel: Office fédérale de la statistique (OFS)).

Kannape, O.A., Barré, A., Aminian, K., and Blanke, O. (2014). Cognitive Loading Affects Motor Awareness and Movement Kinematics but Not Locomotor Trajectories during Goal-Directed Walking in a Virtual Reality Environment. *PLoS ONE* 9, e85560.

Kim, S., Sapiurka, M., Clark, R.E., and Squire, L.R. (2013). Contrasting effects on path integration after hippocampal damage in humans and rats. *Proc. Natl. Acad. Sci. U. S. A.* 110, 4732–4737.

Kwakkel, G., Kollen, B., and Lindeman, E. (2004). Understanding the pattern of functional recovery after stroke: facts and theories. *Restor. Neurol. Neurosci.* 22, 281–299.

Langhorne, P., Bernhardt, J., and Kwakkel, G. (2011). Stroke rehabilitation. *The Lancet* 377, 1693–1702.

Lever, C., Wills, T., Cacucci, F., Burgess, N., and O'Keefe, J. (2002). Long-term plasticity in hippocampal place-cell representation of environmental geometry. *Nature* 416, 90–94.

MacKay-Lyons, M. (2002). Central pattern generation of locomotion: a review of the evidence. *Phys. Ther.* 82, 69–83.

Marder, E., and Bucher, B. (2001). Central pattern generators and the control of rhythmic movements. *Curr. Biol.* 11, R986–R996.

Marder, E., and Calabrese, R.L. (1996). Principles of rhythmic motor pattern generation. *Physiol. Rev.* 76, 687–717.

Meyer, K., Simmet, A., Arnold, M., Mattle, H., and Nedeltchev, K. (2009). Stroke events, and case fatalities in Switzerland based on hospital statistics and cause of death statistics. *Swiss Med. Wkly.* 139, 65–69.

Morasso, P. (1981). Spatial control of arm movements. *Exp. Brain Res.* 42.

Moser, E.I., Kropff, E., and Moser, M.-B. (2008). Place Cells, Grid Cells, and the Brain's Spatial Representation System. *Annu. Rev. Neurosci.* 31, 69–89.

National Stroke Association USA (2006). Hemiparesis: Muscle Weakness after Stroke (National Stroke Association USA).

O'Keefe, J. (1976). Place units in the hippocampus of the freely moving rat. *Exp. Neurol.* 51, 78–109.

O'Keefe, J., and Dostrovsky, J. (1971). The hippocampus as a spatial map. Preliminary evidence from unit activity in the freely-moving rat. *Brain Res.* 34, 171–175.

Organisation mondiale de la Santé (2011). Rapport sur la situation mondiale des maladies non transmissibles 2010 Résumé d'orientation.

Pearson, K.G. (1993). Common principles of motor control in vertebrates and invertebrates. *Annu. Rev. Neurosci.* 16, 265–297.

Pham, Q.-C., and Hicheur, H. (2009). On the open-loop and feedback processes that underlie the formation of trajectories during visual and nonvisual locomotion in humans. *J. Neurophysiol.* 102, 2800–2815.

Pham, Q.-C., Hicheur, H., Arechavaleta, G., Laumond, J.-P., and Berthoz, A. (2007). The formation of trajectories during goal-oriented locomotion in humans. II. A maximum smoothness model. *Eur. J. Neurosci.* 26, 2391–2403.

Pham, Q.-C., Berthoz, A., and Hicheur, H. (2011). Invariance of locomotor trajectories across visual and gait direction conditions. *Exp. Brain Res.* 210, 207–215.

Rossignol, S. (2006). Dynamic Sensorimotor Interactions in Locomotion. *Physiol. Rev.* 86, 89–154.

Rossignol, S. (2011). Neural Control of Stereotypic Limb Movements. In *Comprehensive Physiology*, R. Terjung, ed. (Hoboken, NJ, USA: John Wiley & Sons, Inc.).

Sherrington, C.S. (1910). Flexion-reflex of the limb, crossed extension-reflex, and reflex stepping and standing. *J. Physiol.* 40, 28–121.

Shrager, Y., Kirwan, C.B., and Squire, L.R. (2008). Neural basis of the cognitive map: path integration does not require hippocampus or entorhinal cortex. *Proc. Natl. Acad. Sci. U. S. A.* 105, 12034–12038.

Solstad, T., Boccara, C.N., Kropff, E., Moser, M.-B., and Moser, E.I. (2008). Representation of Geometric Borders in the Entorhinal Cortex. *Science* 322, 1865–1868.

Taube, J.S. (2007). The Head Direction Signal: Origins and Sensory-Motor Integration. *Annu. Rev. Neurosci.* 30, 181–207.

Taube, J.S., Muller, R.U., and Ranck, J.B. (1990). Head-direction cells recorded from the postsubiculum in freely moving rats. I. Description and quantitative analysis. *J. Neurosci. Off. J. Soc. Neurosci.* 10, 420–435.

Todorov, E. (2004). Optimality principles in sensorimotor control. *Nat. Neurosci.* 7, 907–915.

Wilson, D.M. (1961). The Central Nervous Control of Flight in a Locust. *J. Exp. Biol.* 38, 471–490.

Wolbers, T., and Hegarty, M. (2010). What determines our navigational abilities? *Trends Cogn. Sci.* 14, 138–146.

World Health Organization, World Heart Federation, and World Stroke Organization (2011). Global atlas on cardiovascular disease prevention and control (Geneva: World Health Organization in collaboration with the World Heart Federation and the World Stroke Organization).

Zhang, S.-J., Ye, J., Miao, C., Tsao, A., Cerniauskas, I., Ledergerber, D., Moser, M.-B., and Moser, E.I. (2013). Optogenetic Dissection of Entorhinal-Hippocampal Functional Connectivity. *Science* 340, 1232627–1232627.



(2005). Head direction cells and the neural mechanisms of spatial orientation (Cambridge, Mass: MIT Press).





## Annexes

### Annexe 1 : Informations aux participants de l'étude



UNIVERSITÉ DE FRIBOURG  
UNIVERSITÄT FREIBURG



#### Informations aux participants de l'étude :

##### Etude de la locomotion orientée vers un but.

Chère Madame, cher Monsieur,

Vous êtes invités à prendre part à une étude réalisée au sein du département de Médecine (unité des Sciences du Sport) de l'Université de Fribourg et qui porte sur la marche humaine. Cette étude est réalisée en collaboration avec l'Hôpital Fribourgeois (HFR). L'étude a lieu au sein du bâtiment E de l'université de Fribourg (site de Pérolles : Blvd de Pérolles 90) à Fribourg.

#### 1 Conditions de participation et critères d'exclusion

Si vous êtes en bonne santé, et que vous ne remplissez pas l'un des critères d'exclusion suivants, vous pouvez participer à cette étude.

Critères d'exclusion :

- Les personnes avec des blessures orthopédiques sévères
- Les personnes ayant des crises d'épilepsie / antécédents familiaux de crises d'épilepsie
- Le participant ayant un ou des implants dans le corps (stimulateur cardiaque, pompe à insuline, vis et plaques consécutives à une fracture...)
- Personnes ayant souffert d'une attaque cérébrale ou de dérèglements neurologiques (également dans le passé)
- Personnes ayant un traumatisme crânien sévère dans le passé
- Personnes ayant des problèmes cardiaques graves
- Personnes souffrant d'agoraphobie (claustrophobie)

#### 2 Participation

C'est à vous de décider si vous souhaitez participer à l'étude. Si tel est le cas, vous signerez un formulaire de consentement. Même après avoir signé ce formulaire, vous restez libre de vous retirer de l'étude à n'importe quel moment sans donner de raison. La décision de vous retirer de l'étude ou de ne pas y participer n'a aucune conséquence pour vous.

#### 3 But de l'étude

Le but de l'étude est d'évaluer les adaptations de la marche au cours de différentes formes de déplacement (marche vers l'avant, vers l'arrière et à différentes vitesses) et dans des conditions visuelles différentes (avec ou sans vision, ou bien à l'aide de lunettes prismatiques ou d'un casque de réalité virtuelle). Le déroulement de l'étude ainsi que les protocoles sont présentés ci-dessous.

#### 4 Avantages pour les participants

Votre participation peut permettre de faire progresser les connaissances liées aux conséquences d'un accident vasculaire cérébral sur la locomotion humaine. Vous ne serez pas rémunéré(e) pour votre participation à cette étude. Votre absence de participation à cette étude ne vous sera en aucun cas préjudiciable.

#### 5 Devoirs incombant au participant

En tant que participant à l'étude, vous êtes tenu(e) de suivre les instructions du médecin ou du scientifique investigateur et de vous conformer au plan de l'étude. Le cas échéant, informer précisément votre interlocuteur de toute gêne que vous pourriez ressentir et qui serait de nature à remettre en cause votre participation à l'étude.

## 6 Risques et désagréments

Dans cette étude, vous devrez marcher dans différentes conditions visuelles (cf point 3). Ces conditions ne présentent pas un risque supplémentaire par rapport aux situations quotidiennes telles que se lever la nuit et marcher pour allumer la lumière de la chambre. Vous êtes néanmoins invités à nous signaler toute gêne ou tout désagrément liés à l'étude (cf point 5).

## 7 Déroulement de l'étude

### 7.1 La phase de pré-tests

En vue de confirmer votre participation à l'étude, vous effectuerez quelques tests de mobilité (équilibre et marche) ainsi qu'un test de mémoire. Ces tests pourront être réalisés le même jour que les phases suivantes (préparation et enregistrement) ou bien avant. En cas de non-obtention d'un score suffisant à ces tests, votre participation à l'étude pourra être annulée.

### 7.2 La phase de préparation

En vue de mesurer vos déplacements, vous serez vêtu(e) d'une combinaison noire sur laquelle seront placés des marqueurs dont la position sera enregistrée par des caméras spécifiques. Dans certaines conditions, des électrodes de surface pourront être placées sur votre peau afin de pouvoir également enregistrer l'activité de surface de différents groupes musculaires.

Vous devrez aussi porter un casque audio (écouteurs) dans lequel des sons non-structurés (bruit blanc) seront pré-enregistrés : cette procédure sert à vous isoler de tout bruit extérieur qui pourrait interférer avec la tâche.

### 7.3 La phase d'enregistrement

Durant cette phase, l'expérimentateur vous indiquera une tâche à réaliser: marcher vers une cible que vous verrez ou bien que vous aurez mémorisée, ou bien simuler sur place un déplacement vers cette cible.

Dans les conditions de marche sans vision, un bandeau sera attaché à votre tête de sorte à contrôler qu'aucune source visuelle d'information ne soit disponible.

## 8 Confidentialité

Toutes les données de l'enregistrement et de l'analyse seront traitées de manière anonyme. L'information personnelle que vous nous donnez et qui vous identifie sera archivée de manière sûre et ne sera pas disponible librement. Cette information sera toutefois disponible aux chercheurs directement impliqués dans l'étude si l'un des responsables de l'étude donne son accord. L'expérimentateur pourrait vous demander l'autorisation de vous filmer pendant quelques secondes : vous êtes libres d'accepter ou de refuser cette demande.

## 9 Couverture des risques encourus

Votre participation à cette étude ne présente aucun risque particulier pour votre santé. Vous serez toutefois couvert(e) en cas de blessures ou dommages indirects, conformément à un contrat d'assurance responsabilité civile entre HFR et l'université de Fribourg, spécialement établi pour ce type d'études.

## 10 Qu'en est-il des résultats de l'étude ?

Les résultats généraux de l'étude seront publiés dans la littérature scientifique. Vos données individuelles ne pourront pas être identifiées. Vous pourrez poser toute(s) question(s) relative(s) aux motivations scientifiques et cliniques de cette étude dès la fin de votre participation à l'étude.

## 11 Personnes à contacter

Si vous avez des questions sur le déroulement de l'étude ou les procédures en cas d'évènement inattendu ou négatif pouvant survenir pendant et après l'étude, vous pouvez toujours nous contacter.

### Coordination de l'étude :

<p>Dr Halim Hicheur (Français) Dept de Médecine, Unité des Sciences du Sport, Université de Fribourg Tél: 026 300 72 64 Mail: <a href="mailto:halim.hicheur@unifr.ch">halim.hicheur@unifr.ch</a></p>	<p>Dr. Titus Bihl (Français/Allemand), Service de Neuroréhabilitation, Hôpital Cantonal de Fribourg, Tel : 026 426 73 85 Mail: <a href="mailto:Titus.Bihl@h-fr.ch">Titus.Bihl@h-fr.ch</a></p>
--	---

### Responsable de l'étude :

Dr. Titus Bihl (Français/Allemand),  
Service de Neuroréhabilitation,  
Hôpital Cantonal de Fribourg,  
Tel : 026 426 73 85  
Mail: [Titus.Bihl@h-fr.ch](mailto:Titus.Bihl@h-fr.ch)

## Annexe 2: Consentement éclairé écrit du sujet (CT) pour la participation à l'étude



UNIVERSITÉ DE FRIBOURG  
UNIVERSITÄT FREIBURG



### Consentement pour l'étude (Contrôle)

#### Etude de la locomotion orientée vers un but.

- Merci de lire consciencieusement le formulaire ci-dessous
- N'hésitez pas à demander des renseignements en cas d'incompréhension ou d'incertitudes

Je soussigné(e) ..... certifie :

- avoir lu et compris les informations concernant l'étude et en accepte les conditions
- que les critères d'exclusion mentionnés dans « l'information aux participants » ne me concernent pas.
- avoir pu poser toutes les questions souhaitées et avoir reçu des réponses claires et satisfaisantes.
- Etre informé(e) que je peux me retirer à tout moment de l'étude et ceci sans préjudice.
- Je sais que mes données personnelles ne seront transmises que sous une forme codée aux scientifiques impliqués dans l'étude. Le code permettant de m'identifier ne sera accessible qu'au service des archives de l'hôpital fribourgeois qui devra me contacter si un scientifique/médecin impliqué dans l'étude désire me contacter pour d'éventuels tests /informations supplémentaires. Mon code d'identification sera détruit au bout de 10 ans, ce qui rendra impossible mon identification comme participant à l'étude, y compris par le service sus-mentionné.
- Etre informé(e) que les résultats obtenus lors de l'étude seront publiés de manière anonyme et sous une forme qui ne peut pas m'identifier, dans une ou plusieurs publications scientifiques. J'y ai donné mon accord.
- Consentir à participer volontairement à l'étude susmentionnée comme sujet.

#### Participant à l'étude :

Nom et prénom :

Date et Signature :

\_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

#### Personne ayant conduit l'entretien de consentement

Je confirme avoir personnellement expliqué au sujet désigné ci-dessus la nature, le but, la durée et les effets et risques prévisibles de l'étude

Nom et prénom :

Date et Signature :

\_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

## Annexe 3 : Informations aux patients participant à l'étude



UNIVERSITÉ DE FRIBOURG  
UNIVERSITÄT FREIBURG



### *Informations aux patients participant à l'étude:*

#### **Etude de la locomotion orientée vers un but.**

Chère Madame, cher Monsieur,

Vous êtes invités à prendre part à une étude réalisée au sein du département de Médecine (unité des Sciences du Sport) de l'Université de Fribourg et qui porte sur la marche humaine. Cette étude est réalisée en collaboration avec l'Hôpital Fribourgeois (HFR). L'étude a lieu au sein du bâtiment E de l'université de Fribourg (site de Pérolles : Blvd de Pérolles 90) à Fribourg.

#### **1 Informations générales sur l'étude**

Plusieurs études chez l'homme et l'animal ont montré que les atteintes neurologiques telles par exemple que les accidents vasculaires cérébraux (AVC) affectent non seulement la composante motrice de la locomotion / marche, mais également les capacités cognitives de navigation / déplacement dans l'espace. Ces altérations d'ordre cognitif sont notamment observables en condition de faible luminosité.

L'étude est menée conformément à la législation suisse en vigueur et conformément aux principes éthiques internationalement reconnus.

#### **2 But de l'étude**

Le but de l'étude est d'évaluer les adaptations de la marche, après un accident vasculaire cérébral, dans différentes formes de déplacement (marche vers l'avant, vers l'arrière et à différentes vitesses) et dans des conditions visuelles différentes (avec ou sans vision, ou bien à l'aide de lunettes prismatiques ou d'un casque de réalité virtuelle). Cela pourrait nous permettre de mieux comprendre quelles régions du cerveau sont impliquées dans la dimension cognitive de la marche. Le déroulement de l'étude ainsi que les protocoles sont présentés ci-dessous.

#### **3 Conditions de participation**

Vous avez subi un premier AVC et êtes actuellement suivi par le service de neuro-réhabilitation à l'Hôpital cantonal de Fribourg HFR.

Le risque de chute est considéré comme faible en raison de votre niveau de récupération dans vos déplacements quotidiens, comme attesté par votre réussite au test de marche dans l'obscurité.

#### **4 Participation**

La participation à l'étude est libre et s'effectue sur la base du volontariat. Si vous acceptez de participer à l'étude, il vous sera demandé de signer le formulaire de consentement.

#### **5 Avantages pour les participants**

Votre participation peut permettre de faire progresser les connaissances liées aux conséquences d'un accident vasculaire cérébral sur la locomotion humaine. Si vous ne souhaitez pas participer à cette étude,



vos choix n'aura évidemment aucune conséquence sur la suite de votre programme de neuro-réhabilitation. Si vous choisissez de participer à l'étude, vous pourrez vous en retirer à tout moment sans avoir à fournir de justification. Ici encore, cela n'aura aucune conséquence sur votre programme de neuro-réhabilitation.

## 6 Devoirs incombant au participant

En tant que participant à l'étude, vous êtes tenu(e) de suivre les instructions médicales de votre médecin-investigateur et de vous conformer au plan de l'étude. Le cas échéant, informer précisément votre médecin-investigateur de toute gêne que vous pourriez ressentir et qui serait de nature à remettre en cause votre participation à l'étude.

## 7 Risques et désagréments

Dans cette étude, vous devrez marcher dans différentes conditions visuelles (cf point 2). Ces conditions ne présentent pas un risque de chute supplémentaire par rapport aux situations quotidiennes telles que se lever la nuit et marcher pour allumer la lumière de la chambre. Un(e) physiothérapeute se tiendra néanmoins à proximité pour réagir immédiatement en cas de chute. Vous êtes invités à nous signaler toute gêne ou tout désagrément liés à l'étude (cf point 6).

## 8 Déroulement de l'étude

### 5.1 Pré-tests et durée de l'étude

Tous les pré-tests permettant de confirmer votre possible participation à l'étude seront réalisés à l'Hôpital cantonal de Fribourg. Les tests de marche libre seront effectués à l'université de Fribourg, Batiment E, Blvd Pérolles 90, CH-1700 Fribourg. Un physiothérapeute vous accompagnera dans ce dernier cas. Ce dernier test durera entre 50 et 60 minutes.

Vous pouvez demander des pauses à tout moment et aussi souvent que vous le souhaitez.

### 5.2 Préparation avant le test de marche libre

Vous devrez revêtir (avec l'aide du physiothérapeute) une combinaison spéciale équipée de petits réflecteurs permettant aux caméras d'enregistrer vos déplacements dans la pièce. A un moment précis de l'expérience, des électrodes autocollantes (similaires à celles utilisées pour un électrocardiogramme) seront placées sur votre peau afin d'enregistrer l'activité musculaire durant la marche. Il vous sera ensuite demandé de porter un casque / des écouteurs audio dans lesquels un bruit blanc sera diffusé afin de vous éviter d'être perturbé par le bruit extérieur.

### 5.3 Phase d'enregistrement

Durant cette phase, l'expérimentateur vous indiquera une tâche à réaliser:

- marcher vers une cible que vous verrez ou bien que vous aurez mémorisée,
- ou bien simuler sur place un déplacement vers cette cible.
- Dans les conditions de marche sans vision, un bandeau sera attaché à votre tête de sorte à contrôler qu'aucune source visuelle d'information ne soit disponible.

## 9 Confidentialité

Toutes les données de l'enregistrement et de l'analyse seront traitées de manière anonyme. L'information personnelle que vous nous donnez et qui vous identifie sera archivée de manière sûre et ne



UNIVERSITÉ DE FRIBOURG  
UNIVERSITÄT FREIBURG



sera pas disponible librement. Cette information sera toutefois disponible aux chercheurs directement impliqués dans l'étude si l'un des responsables de l'étude donne son accord. L'expérimentateur pourrait

vous demander l'autorisation de vous filmer pendant quelques secondes : vous êtes libres d'accepter ou de refuser cette demande.

#### 10 Qu'en est-il des résultats de l'étude ?

Les résultats généraux de l'étude seront publiés dans la littérature scientifique. Vos données individuelles ne pourront pas être identifiées. Vous pourrez poser toute(s) question(s) relative(s) aux motivations scientifiques et cliniques de cette étude dès la fin de votre participation à l'étude.

#### 11 Compensation financière et couverture

Aucune compensation financière n'est fournie pour cette étude, sauf les frais de déplacement (via les transports publics, une voiture personnelle ou un taxi) qui seront pris en charge par le service de rééducation de l'Hôpital Cantonal de Fribourg (HFR). Vous serez couverts en cas de blessures ou dommages indirects, conformément à un contrat d'assurance responsabilité civile entre HFR et l'université de Fribourg, spécialement établi pour ce type d'études.

#### 12 Personnes à contacter

Si vous avez des questions sur le déroulement de l'étude ou les procédures en cas d'évènement inattendu ou négatif pouvant survenir pendant et après l'étude, vous pouvez toujours nous contacter.

##### Coordination de l'étude :

Dr Halim Hicheur (Français) Dept de Médecine, Unité des Sciences du Sport, Université de Fribourg Tél: 026 300 72 64 Mail: <a href="mailto:halim.hicheur@unifr.ch">halim.hicheur@unifr.ch</a>	Dr. Titus Bihl (Français/Allemand), Service de Neuroréhabilitation, Hôpital Cantonal de Fribourg, Tel : 026 426 73 95 Mail: <a href="mailto:Titus.Bihl@h-fr.ch">Titus.Bihl@h-fr.ch</a>
---	--

##### Responsable de l'étude :

Dr. Titus Bihl (Français/Allemand),  
Service de Neuroréhabilitation,  
Hôpital Cantonal de Fribourg,  
Tel : 026 426 73 85  
Mail: [Titus.Bihl@h-fr.ch](mailto:Titus.Bihl@h-fr.ch)

## Annexe 4: Consentement éclairé écrit du patient pour la participation à l'étude



UNIVERSITÉ DE FRIBOURG  
UNIVERSITÄT FREIBURG



### Consentement éclairé écrit du patient pour la participation à l'étude

- Veuillez lire attentivement ce formulaire.
- N'hésitez pas à poser des questions si certains aspects vous semblent peu clairs ou si vous souhaitez obtenir des précisions.

Titre de l'étude:	<b>Etude de la locomotion orientée vers un but</b>
Promoteur (adresse complète) :	Service de Rééducation Hôpital Cantonal de Fribourg (HFR) Case postale, CH-1708 Fribourg
Lieu de réalisation de l'étude:	Fribourg
<b>Médecin-investigateur</b> Nom et prénom :	Dr Bihl Titus
<b>Patient(e)</b> Nom et prénom :	
Date de naissance :	<input type="checkbox"/> homme <input type="checkbox"/> femme

- Je déclare avoir été informé(e), oralement et par écrit, par le médecin signataire des objectifs et du déroulement de l'étude, des avantages et des inconvénients possibles ainsi que des risques éventuels.
- Je certifie avoir lu et compris l'information écrite aux patients qui m'a été remise sur l'étude précitée, datée du **23 janvier 2014**. J'ai reçu des réponses satisfaisantes aux questions que j'ai posées en relation avec ma participation à cette étude. Je conserve l'information écrite aux patients et reçois une copie de ma déclaration écrite de consentement.
- J'ai eu suffisamment de temps pour prendre ma décision (au moins une semaine).
- Je suis informé(e) qu'une assurance a été souscrite pour couvrir les dommages éventuels découlant de l'étude.
- Je sais que mes données personnelles seront traitées confidentiellement et connues des seules personnes pour lesquelles elles sont nécessaires. Si mes données devaient être transmises à d'autres personnes, elles seraient codées, et le code serait détenu par une personne indépendante de l'étude. Si un protocole d'étude ultérieur prévoyait d'utiliser à nouveau mes données, ce dernier devrait avoir été approuvé par une Commission d'éthique.
- Je prends part de façon volontaire à cette étude. Je peux, à tout moment et sans avoir à fournir de justification, révoquer mon consentement à participer à cette étude, sans pour cela en subir quelque inconvénient que ce soit [dans mon suivi médical ultérieur]
- Je suis conscient(e) du fait que les exigences et les restrictions mentionnées dans l'information aux patients devront être respectées pendant la durée de l'étude. Le médecin-investigateur peut m'exclure à tout moment de l'étude dans l'intérêt de ma santé. De mon côté, je m'engage à informer le médecin-investigateur de tout traitement ou problème de nature à gêner ma participation à l'étude.

Lieu, date	Signature du patient/de la patiente
------------	-------------------------------------

**Attestation du médecin-investigateur :** J'atteste par ma signature avoir expliqué à ce/cette patient/e la nature, l'importance et la portée de l'étude. Je déclare satisfaire à toutes les obligations en relation avec cette étude. Si je devais prendre connaissance, à quelque moment que ce soit durant la réalisation de l'étude, d'informations susceptibles d'influer sur le consentement du/de la patient(e) à participer à l'étude, je m'engage à l'en informer immédiatement.

Lieu, date	Signature du médecin-investigateur
------------	------------------------------------

Annexe 5: Signification des scores du test Functional Ambulation Classification (FAC)  
(Holden et al., 1984)

FAC level	Ambulation description	Definition
1	Non-functional	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Unable to ambulate</li> <li>• Ambulates only in parallel bars</li> <li>• Requires supervision or physical assistance from &gt; 1 person</li> </ul>
2	Dependent level I	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Requires manual contact of one person during ambulation on level surfaces</li> <li>• Manual contact is continuous and necessary to support body weight and/or to maintain balance or assist coordination</li> </ul>
3	Dependent level I	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Requires manual contact of one person during ambulation on level surfaces</li> <li>• Manual contact is continuous or intermittent light touch to assist balance or coordination</li> </ul>
4	Dependent supervision	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Ambulation occurs on level surfaces without manual contact of another person</li> <li>• Requires stand-by guarding of one person because of poor judgment or verbal cueing to complete the task</li> </ul>
5	Independent, level surfaces only	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Ambulate is independent on level surfaces</li> <li>• Requires supervision/physical assistance to negotiate stairs, inclines, or un-level surfaces</li> </ul>
6	Independent, level and non-level surfaces	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Ambulation is independent on un-level and level surfaces, stairs, and inclines.</li> </ul>

## Annexe 6 : Check-list pré-expérimentale concernant le patient



UNIVERSITÉ DE FRIBOURG  
UNIVERSITÄT FREIBURG



### Etude de la locomotion orientée vers un but

## CHECKLIST

Initiaux et N° du sujet : \_\_\_\_\_

Date de l'évaluation : \_\_\_\_\_

Age : \_\_\_\_\_ (18-80) Genre: m ☐ f ☐

### Critères d'inclusion

OUI

NON

AVC (ischémique/hémorragique) (date : \_\_\_\_\_)

☐
☐

IRM cérébrale (date : \_\_\_\_\_)

☐
☐

FAC (niveau de locomotion  $\geq 3$ ) (date : \_\_\_\_\_)

☐
☐

Test écologique : patient se sent subjectivement sûr

☐
☐

Absence de chute ou presque-chute

☐
☐

Bonne compréhension orale et écrite

☐
☐

### Critères d'exclusion

OUI

NON

Atteinte aiguë à la santé (infections, diabète etc.)

☐
☐

Condition cardiopulmonaire faible/Oxygénothérapie

☐
☐

Troubles aigus de la vigilance/désorientation aiguë

☐
☐

Maladies oculaires (maculopathie, cécité etc.)

☐
☐

Grossesses

☐
☐

OUI

NON

Consentement éclairé (date : \_\_\_\_\_)

☐
☐

Date et signature

\_\_\_\_\_

## Annexe 7 : Annonce de recrutement de volontaire pour la participation à l'étude



UNIVERSITÉ DE FRIBOURG  
UNIVERSITÄT FREIBURG



### RECRUTEMENT DE VOLONTAIRES POUR UN PROJET DE RECHERCHE SUR LA MARCHÉ HUMAINE

**Si vous êtes âgés de 18 à 80 ans, que vous pouvez marcher de manière autonome, et que vous ne remplissez pas l'un des critères d'exclusion suivants, vous pouvez participer à cette étude.**

#### **Critères d'exclusion :**

- Les personnes avec des blessures orthopédiques sévères
- Les personnes ayant des crises d'épilepsie / antécédents familiaux de crises d'épilepsie
- Le participant ayant un ou des implants dans le corps (stimulateur cardiaque, pompe à insuline, vis et plaques consécutives à une fracture...)
- Personnes ayant souffert d'une attaque cérébrale ou de dérèglements neurologiques
  - Personnes ayant un traumatisme crânien sévère dans le passé
  - Personnes ayant des problèmes cardiaques graves
  - Personnes souffrant d'agoraphobie (claustrophobie)

**Cette étude est une collaboration entre le département de médecine de l'université de Fribourg et le service de rééducation de l'hôpital fribourgeois (HFR).**

**Le but de cette recherche est de comparer la marche de sujets sains avec celle de patients ayant connu un épisode d'accident vasculaire cérébral ayant détérioré leurs capacités de marche de manière significative. Vous pourrez avoir plus de détails sur le plan médical en posant vos questions au médecin-investigateur.**

**L'étude dure au maximum 60 minutes et vos données seront traitées de manière confidentielle. Nous ne pouvons malheureusement pas vous rémunérer mais nous comptons sur vous pour nous aider à mieux comprendre les troubles de la marche consécutifs aux AVC.**

**Un petit rappel : les AVC touchent plus de 16 000 personnes chaque année en Suisse (source *Swiss Medical Weekly* 2009) et près de 16,9 millions de personnes en 2010 à travers le monde (source *The Lancet*). Nous espérons que cette recherche pourra contribuer à améliorer notre compréhension des troubles locomoteurs dont souffrent les patients suivis par notre service de rééducation (HFR).**

**Quand ?** contactez-nous à partir du 15 mars 2014 !

**Lieu des expériences :** Université de Fribourg, blvd Pérolles 90, Batiment E, (Laboratoire de Réalité Virtuelle).

Pour plus d'infos, n'hésitez pas à nous contacter par email [suplocoCH@gmail.com](mailto:suplocoCH@gmail.com) ou par téléphone :

#### En français :

COPE Lab. Dpt de Médecine,  
Université de Fribourg,  
Tél: 026 300 72 64

#### Français/allemand:

Service de Neuroréhabilitation,  
Hôpital Cantonal de Fribourg,  
Tel : 026 426 73 85

Annexe 8 : Exemple de feuilles de manipulation

**SUPLOCO UNIFR / HFR 2014-->2017**

LIEU / DATE - HEURE:

Control C11	Initiales	H/F	Age	Observations

	Trial	Condition	Check	Observations
<b>POINTING (short distances targets)</b>				
<i>Point.</i>	1	C11_C1W_L_RS_D60		
	2	C11_C1E_L_PO_D00		
	3	C11_C1E_L_RN_D00		
	4	C11_C2W_R_RS_D00		
	5	C11_C1W_L_RS_D00		
	6	C11_C1S_L_PO_D40		
	7	C11_C1W_L_RN_D60		
	8	C11_C1W_L_PO_D60		
<b>LOCO</b>				
<i>Loco.</i>	1	C11_C4W_R_rouge_VF_01		
	2	C11_C4E_L_bleu_BF_02		
	3	C11_C4N_R_rouge_VF_01		
	4	C11_C5W_R_rouge_VF_03		
	5	C11_C5N_R_rouge_VF_03		
	6	C11_C5S_L_bleu_VF_02		
	7	C11_C5W_R_rouge_VF_01		
	8	C11_C5S_R_rouge_BF_03		
	9	C11_C4W_R_rouge_VF_02		
	10	C11_C4W_R_rouge_BF_03		
	11	C11_C4W_R_rouge_BF_01		
	12	C11_C4S_R_rouge_BF_01		
	13	C11_C2N_S_vert_BF_03		
	14	C11_C3N_S_vert_VF_01		
	15	C11_C5N_L_bleu_BF_01		
	16	C11_C5N_L_bleu_BF_03		
	17	C11_C4E_R_rouge_BF_02		
	18	C11_C4N_R_rouge_VF_03		
	19	C11_C5N_R_rouge_BF_01		
	20	C11_C4W_L_bleu_BF_03		
	21	C11_C4N_R_rouge_BF_02		
	22	C11_C5E_L_bleu_VF_02		
	23	C11_C4S_R_rouge_BF_03		
	24	C11_C4S_R_rouge_BF_02		
	25	C11_C4W_L_bleu_BF_02		
	26	C11_C5W_L_bleu_VF_02		
	27	C11_C5E_R_rouge_BF_03		
	28	C11_C5W_R_rouge_VF_02		
	29	C11_C4S_L_bleu_VF_01		
	30	C11_C4S_L_bleu_BF_01		
	31	C11_C4E_L_bleu_VF_02		

	32	C11_C4E_R_rouge_BF_01		
	33	C11_C5S_R_rouge_VF_01		
	34	C11_C2N_S_vert_BF_01		
	35	C11_C4E_R_rouge_BF_03		
	36	C11_C5S_L_bleu_VF_03		
	37	C11_C5W_L_bleu_BF_01		
	38	C11_C4E_L_bleu_BF_03		
	39	C11_C4W_L_bleu_VF_01		
	40	C11_C4E_R_rouge_VF_01		
	41	C11_C5S_L_bleu_BF_02		
	42	C11_C3N_S_vert_VF_02		
	43	C11_C4N_L_bleu_VF_01		
	44	C11_C5N_R_rouge_VF_02		
	45	C11_C4N_R_rouge_BF_03		
	46	C11_C4W_L_bleu_VF_03		
	47	C11_C1N_S_vert_VF_02		
	48	C11_C5W_L_bleu_BF_02		
	49	C11_C5E_L_bleu_VF_01		
	50	C11_C2N_S_vert_VF_02		
	51	C11_C5E_L_bleu_BF_02		
	52	C11_C4N_L_bleu_BF_01		
	53	C11_C1N_S_vert_VF_01		
	54	C11_C5E_L_bleu_BF_01		
	55	C11_C5W_R_rouge_BF_01		
	56	C11_C5E_R_rouge_VF_01		
	57	C11_C4E_L_bleu_VF_01		
	58	C11_C4S_L_bleu_VF_02		
	59	C11_C5S_R_rouge_BF_02		
	60	C11_C4S_R_rouge_VF_02		
	61	C11_C5S_L_bleu_BF_01		
	62	C11_C5N_L_bleu_VF_03		
	63	C11_C1N_S_vert_BF_03		
	64	C11_C4E_L_bleu_VF_03		
	65	C11_C4E_R_rouge_VF_02		
	66	C11_C5N_L_bleu_VF_02		
	67	C11_C3N_S_vert_BF_02		
	68	C11_C4N_R_rouge_BF_01		
	69	C11_C5S_L_bleu_VF_01		
	70	C11_C4W_L_bleu_BF_01		
	71	C11_C4S_R_rouge_VF_01		
	72	C11_C4S_R_rouge_VF_03		
	73	C11_C5E_R_rouge_VF_02		
	74	C11_C4N_L_bleu_BF_02		
	75	C11_C5N_L_bleu_VF_01		
	76	C11_C1N_S_vert_BF_02		
	77	C11_C5E_L_bleu_VF_03		
	78	C11_C5W_R_rouge_BF_03		
	79	C11_C5N_R_rouge_BF_02		
	80	C11_C5N_R_rouge_BF_03		
	81	C11_C3N_S_vert_BF_01		
	82	C11_C5W_L_bleu_VF_03		
	83	C11_C5S_R_rouge_VF_02		



	84	C11_C4S_L_bleu_BF_03		
	85	C11_C4N_L_bleu_VF_02		
	86	C11_C4W_L_bleu_VF_02		
	87	C11_C5S_R_rouge_VF_03		
	88	C11_C5E_R_rouge_BF_02		
	89	C11_C5S_L_bleu_BF_03		
	90	C11_C4E_R_rouge_VF_03		
	91	C11_C2N_S_vert_VF_01		
	92	C11_C3N_S_vert_BF_03		
	93	C11_C4N_L_bleu_VF_03		
	94	C11_C5N_L_bleu_BF_02		
	95	C11_C4S_L_bleu_BF_02		
	96	C11_C5W_L_bleu_VF_01		
	97	C11_C5E_L_bleu_BF_03		
	98	C11_C5S_R_rouge_BF_01		
	99	C11_C4W_R_rouge_BF_02		
	100	C11_C5E_R_rouge_VF_03		
	101	C11_C2N_S_vert_VF_03		
	102	C11_C1N_S_vert_BF_01		
	103	C11_C5E_R_rouge_BF_01		
	104	C11_C3N_S_vert_VF_03		
	105	C11_C5N_R_rouge_VF_01		
	106	C11_C2N_S_vert_BF_02		
	107	C11_C4E_L_bleu_BF_01		
	108	C11_C5W_L_bleu_BF_03		
	109	C11_C4N_L_bleu_BF_03		
	110	C11_C4N_R_rouge_VF_02		
	111	C11_C4W_R_rouge_VF_03		
	112	C11_C4S_L_bleu_VF_03		
	113	C11_C5W_R_rouge_BF_02		
	114	C11_C1N_S_vert_VF_03		

Remarques générales :