

## Faculté de Médecine

Année 2023

Thèse N°

Thèse pour le diplôme d'État de docteur en Médecine Physique  
et de Réadaptation

Présentée et soutenue publiquement

le 25 octobre 2023

Par KHALED Tarek

**Influence des orthèses releveurs de pied sur la charge  
attentionnelle à la marche chez des patients hémiplegiques post-  
AVC en phase aiguë ou subaiguë, évaluée par spectrophotométrie  
fonctionnelle proche infra-rouge ; scoping review et étude de cas.**

Thèse dirigée par Maxence COMPAGNAT

Examineurs :

M. Jean-Christophe DAVIET, PU-PH, MPR, CHU de Limoges, HAVAE

M. Jean-Yves SALLE, PU-PH, MPR, CHU de Limoges, HAVAE

M. Maxence COMPAGNAT, MCU-PH, MPR, CHU de Limoges, HAVAE





## Faculté de Médecine

Année 2023

Thèse N°

Thèse pour le diplôme d'État de docteur en Médecine Physique  
et de Réadaptation

Présentée et soutenue publiquement

Le 25 octobre 2023

Par KHALED Tarek

**Influence des orthèses releveurs de pied sur la charge  
attentionnelle à la marche chez des patients hémiplegiques post-  
AVC en phase aiguë ou subaiguë, évaluée par spectrophotométrie  
fonctionnelle proche infra-rouge ; scoping review et étude de cas.**

Thèse dirigée par Maxence COMPAGNAT

Examineurs :

M. Jean-Christophe DAVIET, PU-PH, MPR, CHU de Limoges, HAVAE

M. Jean-Yves SALLE, PU-PH, MPR, CHU de Limoges, HAVAE

M. Maxence COMPAGNAT, MCU-PH, MPR, CHU de Limoges, HAVAE

**Doyen de la Faculté**

Monsieur le Professeur **Pierre-Yves ROBERT**

**Assesseurs**

Madame le Professeur **Marie-Cécile PLOY**

Monsieur le Professeur **Jacques MONTEIL**

Monsieur le Professeur **Laurent FOURCADE**

**Professeurs des Universités - Praticiens Hospitaliers**

<b>ABOYANS</b> Victor	CARDIOLOGIE
<b>ACHARD</b> Jean-Michel	PHYSIOLOGIE
<b>AJZENBERG</b> Daniel	PARASITOLOGIE ET MYCOLOGIE
<b>ALAIN</b> Sophie	BACTERIOLOGIE-VIROLOGIE
<b>AUBARD</b> Yves	GYNECOLOGIE-OBSTETRIQUE
<b>AUBRY</b> Karine	O.R.L.
<b>BALLOUHEY</b> Quentin	CHIRURGIE INFANTILE
<b>BERTIN</b> Philippe	THERAPEUTIQUE
<b>BOURTHOUMIEU</b> Sylvie	CYTOLOGIE ET HISTOLOGIE
<b>CAIRE</b> François	NEUROCHIRURGIE
<b>CHRISTOU</b> Niki	CHIRURGIE VISCERALE ET DIGESTIVE
<b>CLAVERE</b> Pierre	RADIOTHERAPIE
<b>CLEMENT</b> Jean-Pierre	PSYCHIATRIE D'ADULTES
<b>CORNU</b> Elisabeth	CHIRURGIE THORACIQUE ET CARDIOVASCULAIRE
<b>COURATIER</b> Philippe	NEUROLOGIE
<b>DAVIET</b> Jean-Christophe	MEDECINE PHYSIQUE ET DE READAPTATION
<b>DESCAZEAUD</b> Aurélien	UROLOGIE

<b>DRUET-CABANAC</b> Michel	MEDECINE ET SANTE AU TRAVAIL
<b>DURAND</b> Karine	BIOLOGIE CELLULAIRE
<b>DURAND-FONTANIER</b> Sylvaine	ANATOMIE (CHIRURGIE DIGESTIVE)
<b>FAUCHAIS</b> Anne-Laure	MEDECINE INTERNE
<b>FAUCHER</b> Jean-François	MALADIES INFECTIEUSES
<b>FAVREAU</b> Frédéric	BIOCHIMIE ET BIOLOGIE MOLECULAIRE
<b>FEUILLARD</b> Jean	HEMATOLOGIE
<b>FOURCADE</b> Laurent	CHIRURGIE INFANTILE
<b>GAUTHIER</b> Tristan	GYNECOLOGIE-OBSTETRIQUE
<b>GUIGONIS</b> Vincent	PEDIATRIE
<b>HANTZ</b> Sébastien	BACTERIOLOGIE-VIROLOGIE
<b>HOUETO</b> Jean-Luc	NEUROLOGIE
<b>JACCARD</b> Arnaud	HEMATOLOGIE
<b>JACQUES</b> Jérémie	GASTRO-ENTEROLOGIE ; HEPATOLOGIE
<b>JAUBERTEAU-MARCHAN</b> M. Odile	IMMUNOLOGIE
<b>JESUS</b> Pierre	NUTRITION
<b>JOUAN</b> Jérôme	CHIRURGIE THORACIQUE ET VASCULAIRE
<b>LABROUSSE</b> François	ANATOMIE ET CYTOLOGIE PATHOLOGIQUES
<b>LACROIX</b> Philippe	MEDECINE VASCULAIRE
<b>LAROCHE</b> Marie-Laure	PHARMACOLOGIE CLINIQUE
<b>LOUSTAUD-RATTI</b> Véronique	HEPATOLOGIE
<b>LY</b> Kim	MEDECINE INTERNE
<b>MAGNE</b> Julien	EPIDEMIOLOGIE, ECONOMIE DE LA SANTE ET PREVENTION
<b>MAGY</b> Laurent	NEUROLOGIE
<b>MARCHEIX</b> Pierre-Sylvain	CHIRURGIE ORTHOPEDIQUE
<b>MARQUET</b> Pierre	PHARMACOLOGIE FONDAMENTALE

<b>MATHONNET</b> Muriel	CHIRURGIE DIGESTIVE
<b>MELLONI</b> Boris	PNEUMOLOGIE
<b>MOHTY</b> Dania	CARDIOLOGIE
<b>MONTEIL</b> Jacques	BIOPHYSIQUE ET MEDECINE NUCLEAIRE
<b>MOUNAYER</b> Charbel	RADIOLOGIE ET IMAGERIE MEDICALE
<b>NUBUKPO</b> Philippe	ADDICTOLOGIE
<b>OLLIAC</b> Bertrand	PEDOPSYCHIATRIE
<b>PARAF</b> François	MEDECINE LEGALE ET DROIT DE LA SANTE
<b>PLOY</b> Marie-Cécile	BACTERIOLOGIE-VIROLOGIE
<b>PREUX</b> Pierre-Marie	EPIDEMIOLOGIE, ECONOMIE DE LA SANTE ET PREVENTION
<b>ROBERT</b> Pierre-Yves	OPHTALMOLOGIE
<b>ROUCHAUD</b> Aymeric	RADIOLOGIE ET IMAGERIE MEDICALE
<b>SALLE</b> Jean-Yves	MEDECINE PHYSIQUE ET DE READAPTATION
<b>STURTZ</b> Franck	BIOCHIMIE ET BIOLOGIE MOLECULAIRE
<b>TCHALLA</b> Achille	GERIATRIE ET BIOLOGIE DU VIEILLISSEMENT
<b>TEISSIER-CLEMENT</b> Marie-Pierre	ENDOCRINOLOGIE, DIABETE ET MALADIES METABOLIQUES
<b>TOURE</b> Fatouma	NEPHROLOGIE
<b>VALLEIX</b> Denis	ANATOMIE
<b>VERGNENEGRE</b> Alain	EPIDEMIOLOGIE, ECONOMIE DE LA SANTE ET PREVENTION
<b>VERGNE-SALLE</b> Pascale	THERAPEUTIQUE
<b>VIGNON</b> Philippe	REANIMATION
<b>VINCENT</b> François	PHYSIOLOGIE
<b>YARDIN</b> Catherine	CYTOLOGIE ET HISTOLOGIE

**Professeurs Associés des Universités à mi-temps des disciplines médicales**

<b>BRIE</b> Joël	CHIRURGIE MAXILLO-FACIALE ET STOMATOLOGIE
------------------	---



### **Professeur des Universités de Médecine Générale**

**DUMOITIER** Nathalie (Responsable du département de Médecine Générale)

### **Professeur associé des Universités à mi-temps de Médecine Générale**

**HOUDARD** Gaëtan (du 01-09-2019 au 31-08-2025)

### **Maitres de Conférences associés à mi-temps de médecine générale**

**BUREAU-YNIESTA** Coralie (du 01-09-2022 au 31-08-2025)

**LAUCHET** Nadège (du 01-09-2020 au 31-08-2023)

**SEVE** Léa (du 01-09-2021 au 31-08-2024)

### **Professeurs Émérites**

**ADENIS** Jean-Paul du 01-09-2017 au 31-08-2021

**ALDIGIER** Jean-Claude du 01-09-2018 au 31-08-2022

**BESSEDE** Jean-Pierre du 01-09-2018 au 31-08-2022

**BUCHON** Daniel du 01-09-2019 au 31-08-2022

**DARDE** Marie-Laure du 01-09-2021 au 31-08-2023

**DESSPORT** Jean-Claude du 01-09-2020 au 31-08-2022

**MABIT** Christian du 01-09-2022 au 31-08-2024

**MERLE** Louis du 01-09-2017 au 31-08-2022

**MOREAU** Jean-Jacques du 01-09-2019 au 31-08-2023

**NATHAN-DENIZOT** Nathalie du 01-09-2022 au 31-08-2024

**TREVES** Richard du 01-09-2021 au 31-08-2023

**TUBIANA-MATHIEU** Nicole du 01-09-2018 au 31-08-2021

**VALLAT** Jean-Michel du 01-09-2019 au 31-08-2023

**VIROT** Patrice du 01-09-2021 au 31-08-2023



**Assistants Hospitaliers Universitaires**

<b>ABDALLAH</b> Sahar	ANESTHESIE REANIMATION
<b>APPOURCHAUX</b> Evan	ANATOMIE CHIRURGIE DIGESTIVE
<b>BUSQUET</b> Clémence	HEMATOLOGIE
<b>CHAZELAS</b> Pauline	BIOCHIMIE
<b>LABRIFFE</b> Marc	PHARMACOLOGIE
<b>LADES</b> Guillaume	BIOPHYSIQUE ET MEDECINE NUCLEAIRE
<b>LOPEZ</b> Stéphanie	MEDECINE NUCLEAIRE
<b>MARTIN ép. DE VAULX</b> Laury	ANESTHESIE REANIMATION
<b>MEYER</b> Sylvain	BACTERIOLOGIE VIROLOGIE HYGIENE
<b>MONTMAGNON</b> Noëlie	ANESTHESIE REANIMATION
<b>PLATEKER</b> Olivier	ANESTHESIE REANIMATION
<b>ROUX-DAVID</b> Alexia	ANATOMIE CHIRURGIE DIGESTIVE
<b>SERVASIER</b> Lisa	CHIRURGIE OPTHOPEDIQUE

**Chefs de Clinique – Assistants des Hôpitaux**

<b>ABDELKAFI</b> Ezedin	CHIRURGIE THORACIQUE ET CARDIOVASCULAIRE
<b>AGUADO</b> Benoît	PNEUMOLOGIE
<b>ALBOUYS</b> Jérémie	HEPATO GASTRO ENTEROLOGIE
<b>ASLANBEKOVA</b> Natella	MEDECINE INTERNE
<b>BAUDOUIN</b> Maxime	RADIOLOGIE ET IMAGERIE MEDICALE
<b>BEAUJOUAN</b> Florent	CHIRURGIE UROLOGIQUE
<b>BLANCHET</b> Aloïse	MEDECINE D'URGENCE
<b>BLANQUART</b> Anne-Laure	PEDIATRIE (REA)
<b>BOGEY</b> Clément	RADIOLOGIE

<b>BONILLA</b> Anthony	PSYCHIATRIE
<b>BOSCHER</b> Julien	CHIRURGIE ORTHOPEDIQUE ET TRAUMATOLOGIQUE
<b>BURGUIERE</b> Loïc	SOINS PALLIATIFS
<b>CHASTAINGT</b> Lucie	MEDECINE VASCULAIRE
<b>CHAUBARD</b> Sammara	HEMATOLOGIE
<b>CHROSCIANY</b> Sacha	CHIRURGIE ORTHOPEDIQUE
<b>COLLIN</b> Rémi	HEPATO GASTRO ENTEROLOGIE
<b>COUMES-SALOMON</b> Camille	PNEUMOLOGIE ALLERGOLOGIE
<b>CURUMTHAULEE</b> Faiz	OPHTALMOLOGIE
<b>DARBAS</b> Tiffany	ONCOLOGIE MEDICALE
<b>DU FAYET DE LA TOUR</b> Anaïs	MEDECINE LEGALE
<b>DUPIRE</b> Nicolas	CARDIOLOGIE
<b>FESTOU</b> Benjamin	MALADIES INFECTIEUSES ET TROPICALES
<b>FORESTIER</b> Géraud	RADIOLOGIE
<b>FRACHET</b> Simon	NEUROLOGIE
<b>GIOVARA</b> Robin	CHIRURGIE INFANTILE
<b>LADRAT</b> Céline	MEDECINE PHYSIQUE ET DE READAPTATION
<b>LAGOUEYTE</b> Benoit	ORL
<b>LAPLACE</b> Benjamin	PSYCHIATRIE
<b>LEMACON</b> Camille	RHUMATOLOGIE
<b>MEYNARD</b> Alexandre	NEUROCHIRURGIE
<b>MOI BERTOLO</b> Emilie	DERMATOLOGIE
<b>MOHAND O'AMAR ép. DARI</b> Nadia	GYNECOLOGIE OBSTETRIQUE
<b>NASSER</b> Yara	ENDOCRINOLOGIE
<b>PAGES</b> Esther	CHIRURGIE MAXILLO-FACIALE
<b>PARREAU</b> Simon	MEDECINE INTERNE

<b>RATTI</b> Nina	MEDECINE INTERNE
<b>ROCHER</b> Maxime	OPHTALMOLOGIE
<b>SALLEE</b> Camille	GYNECOLOGIE OBSTETRIQUE
<b>SEGUY ép. REBIERE</b> Marion	MEDECINE GERIATRIQUE
<b>THEVENOT</b> Bertrand	PEDOPSYCHIATRIE
<b>TORDJMAN</b> Alix	GYNECOLOGIE MEDICALE
<b>TRAN</b> Gia Van	NEUROCHIRURGIE
<b>VERNAT-TABARLY</b> Odile	OPHTALMOLOGIE

### **Chefs de Clinique – Médecine Générale**

<b>BOURGAIN</b> Clément
<b>HERAULT</b> Kévin
<b>RUDELLE</b> Karen

### **Praticiens Hospitaliers Universitaires**

<b>HARDY</b> Jérémie	CHIRURGIE ORTHOPEDIQUE
<b>LAFON</b> Thomas	MEDECINE D'URGENCE
<b>TRICARD</b> Jérémy	CHIRURGIE THORACIQUE ET CARDIOVASCULAIRE MEDECINE VASCULAIRE

**« La vie est courte,  
l'art est long,  
l'occasion fugitive,  
l'expérience trompeuse,  
le jugement difficile. »**

*Hippocrate*

## Remerciements

---

### **A mon jury de thèse :**

**Au Professeur DAVIET Jean-Christophe**, je suis très honoré de votre présence pour présider le jury de ma thèse. Je vous suis reconnaissant pour tout ce que vous m'avez apporté sur les plans professionnel, scientifique et organisationnel. Je vous remercie sincèrement de votre implication dans ma formation et de votre encadrement en tant que coordinateur de DES de médecine physique et de réadaptation et de FST de médecine du sport.

**Au Docteur COMPAGNAT Maxence**, merci d'avoir accepté de diriger et d'encadrer ce travail de thèse, de m'avoir accompagné dans l'accomplissement de ce manuscrit et de m'avoir enseigné la rigueur méthodologique nécessaire à un tel travail.

**Au Professeur SALLE Jean-Yves**, merci de me faire l'honneur de juger mon travail de thèse. Je vous remercie de l'attention et du temps que vous avez portés à ce travail. Je vous suis également reconnaissant pour votre aide et votre soutien dans certains moments difficiles de mon internat et merci de votre enseignement qualitatif et constructif que – j'en suis certain – je n'oublierai jamais.

### **Aux autres praticiens hospitaliers du service de MPR du CHU de Limoges :**

**Au Docteur VERDIER-KESSLER Charlotte**, tout simplement mon modèle dans le domaine de l'appareillage, tu as su m'en transmettre la passion et je t'en remercie. Tu as été à mes côtés durant un semestre particulièrement difficile et je ne l'oublierai jamais. Tes qualités humaines et médicales n'ont de secret pour personne et j'espère pouvoir continuer à me former à tes côtés.

**Au Docteur BORDES Jérémie**, merci pour ton encadrement en médecine du sport et médecine physique, pour ta sympathie, ta pédagogie et les cours que tu as pu organiser et qui nous ont été si utiles.

**Au Docteur MUNOZ Margueritte**, merci de m'avoir transmis un savoir si précieux avant ton départ, de ta bonne humeur et de ta disponibilité.

**Au Docteur JOSTE Romain**, même si l'on n'a pas pu passer un semestre entier ensemble, merci de tes enseignements qui n'ont pas été rares, d'avoir organisé ces moments de convivialité et d'avoir partagé avec moi ta vision sur de nombreuses problématiques.

### **A l'équipe paramédicale et administrative du service de MPR du CHU de Limoges :**

Je vous adresse mes remerciements, tant à **l'équipe de l'aile B**, qui m'a accompagné sur le début de mon internat, qu'à **celle de l'aile A**, qui m'a connu sur la fin de mon parcours.

**A Edith**, notre infirmière de consultation et BUDeuse hors pair, merci pour tout ce que tu m'as apporté.

A nos remarquables secrétaires : **Anaïs, Sylvie, Corinne** et **Véronique**, merci d'avoir supporté ma voix et mes vagues de courriers pendant ces années.

**Au Docteur TEINTURIER Jennifer**, qui a accepté de m'encadrer en médecine du sport sur mes repos, un grand merci.

### **A ma famille :**

**A ma mère**, Maman, à qui je dois probablement tout...

**A mon père**, Papa, qui m'a amené avec lui tant de fois dans mon enfance et m'a transmis sa passion pour la médecine...

**A ma petite sœur**, Hasnaa, qui ne cessera d'être un exemple pour moi...

**Aux membres de ma famille** qui ont participé à mon éducation ou partagé des moments de vie avec moi jusqu'à ce jour.

*Je tiens à dédier tout particulièrement cette thèse à mes grands-parents maternels, notamment mon grand-père dont le décès récent m'a beaucoup affecté...*

### **A mes co-internes de MPR :**

**A Marine B.**, ma co-interne, qui m'a fait visiter le service pour la toute première fois et avec qui j'ai partagé de bons moments en congrès et modules de formation, ou encore à l'AJMER, merci de ta bonne humeur !

**A Sonia J.**, notre « Jedi » en MPR.

**A Céline L.**, ancienne co-interne, puis chef de clinique, merci de ton soutien.

**A Mathilde C.**, merci de tes précieux conseils sur l'internat et le post-internat.

**A Jules Y.**, merci de m'avoir fait découvrir les joies de Catan...

**A Lisa D.**, avec qui je partage une passion commune pour le parasport.

**A Charlotte M.**, avec qui il est toujours agréable de discuter.

**A Sandra L.**, merci de ta gentillesse et des bons moments passés ensemble à l'AJMER.

**A Mathilde B.**, la dernière arrivée dans le service, que j'aurai aimé avoir comme co-interne.

### **A mes autres co-internes en MPR :**

**A Guilhem E.**, je n'oublierai pas ce semestre, c'est certain ; Un mot : « Shantay ! »

**A Karim Z.**, le plus sérieux des trois de l'aile B !

**A Alexandre LP.**, qui fera – c'est certain – un très bon neurologue.

**A Joseph D.**, à qui je dois toujours un contrôle d'isocinétisme !

**A Quentin D.**, le poitevin le plus limougeaud...

### **A l'équipe du CRRF André Lalande de Noth :**

**Au Docteur VIMONT Yves-André**, « YAV », merci de m'avoir communiqué votre passion pour la médecine du sport et votre savoir en rééducation.

**Au Docteur JOSLIN Fanny**, merci de m'avoir fait découvrir les consultations d'appareillage et les injections de toxine botulinique.

**Au Docteur PASTY-FRAUX Muriel**, merci de m'avoir fait découvrir la particularité des podorthèses.

**Au Docteur BALLESTER Emmanuelle**, merci de m'avoir fait découvrir le rôle des équipes mobiles en rééducation.

**Au Docteur DESCOTTES Anne**, merci pour ta bienveillance.

**Au Docteur PEYRICHOU Sophie**.

*Ce fut un semestre particulièrement difficile, entre le dépaysement, l'apprentissage de mon rôle d'interne dans ce tout premier stage et les confinements liés au COVID-19, merci à l'ensemble de l'équipe du CRRF pour votre soutien durant ces sept mois.*

#### **A l'équipe de neurologie de Brive :**

**Au Docteur BOUKHRIS Sami**, merci de m'avoir encadré pendant ce semestre et de m'avoir expliqué les explorations fonctionnelles neurologiques.

**Au Docteur COLIN Olivier**, merci de ton encadrement en neurologie générale.

**Au Docteur NAUDIN Samuel**, merci de ta gentillesse et de ton soutien durant ce semestre.

**Au Docteur CHAZOT Frédéric**, merci de votre soutien et du partage de votre bureau.

**Au Docteur CHATAINIER Pauline**.

**A Dylan A.**, à qui j'espère avoir appris pas mal de choses durant son premier semestre et dont le talent pour se débarrasser des gardes m'épatera toujours. *As-tu gardé le stétho rose ?*

*A mes colloc de la maison de la maternité, **Anelise M., Claudine R., Jessica B., Julie M., Julie P. et Suha H.**, merci pour ces bons moments.*

#### **A l'équipe d'orthopédie du CHU de Limoges :**

**Aux Professeurs MABIT Christian et MARCHEIX Pierre-Sylvain**, merci de m'avoir intégré à l'équipe d'orthopédie du CHU de Limoges dans le cadre de ma FST.

**Aux Docteurs FIORENZA Fabrice, ORSONI Nathalie, VERGNENEGRE Guillaume, HARDY Jérémy, BOSCHER Julien, DESCLEE DE MAREDSOUS Romain, CHROSCIANY Sacha, ALAIN Armand et BERNARD Jean-Philippe**, merci de m'avoir montré plusieurs pans de l'orthopédie, tant au bloc qu'en consultation.

**A Pierre G.**, merci pour ta rigueur et ton exemplarité.

**A Thibaut C.**, merci pour tes explications et ta bienveillance.

**A Guillaume SW.**, même si on n'était pas exactement dans le même service ; au plaisir de retourner à la salle ensemble !

**A Ernest S.**, qui arrive toujours à pêcher les dernières recommandations !

**A Thibaut L.**, toujours souriant, on n'oubliera plus jamais de compter les vis...

**A Cynthia A.**, courage pour ta future carrière universitaire.

**A Théo B.**, « El Bares » ! Que dire... On a partagé l'aile C et ce fut un grand plaisir ! Nul doute que tu seras un bon chirurgien.

**A Victor R.**, « Tor », au plaisir de prendre en charge tes algos !

**A Edouard L.**, « Eddy », en souvenir de tous ces fous rires.

### **A l'équipe de rhumatologie du CHU de Limoges :**

**Aux Professeurs VERGNE-SALLE Pascale et BERTIN Philippe**, merci pour votre bienveillance.

**Aux Docteurs BONNET Christine, DESCAMPS-DEPLAS Adeline, DEPOUILLY-LACHATRE Anaïs, PUGIBET Marine, GUILLAIN Lucie et DAGHSEN Mehdi**, merci de vos explications et de votre patience pour m'enseigner la rhumatologie (tant sur le plan inflammatoire que mécanique, axiale que périphérique).

**Au Docteur LEMACON Camille**, un remerciement tout particulier pour notre chef de clinique et un coucou à « p'tit Camille » !

**A Emma G.**, le « MEGADON » ! Qui aura été ma co-interne plus d'une fois et qui est un exemple d'efficacité et d'organisation.

**A Maxime V.**, une chose est sûre, c'est rarement « marée basse » avec toi ! Merci pour tous les bons moments en stage et en dehors !

**A Rodolphe S.**, le fameux corse limougeaud !

**A Alexandre G.**, mon binôme d'échographie d'épaule...

### **A mes amis d'internat :**

**A Saoussane A.**, « Saouss », « LA Saoussam »... Depuis la voisine de pallier à l'internat à la soutenance de thèse, en passant par les basic'fat et les voyages ! Merci d'avoir partagé ces moments et d'avoir été un pilier durant mon internat. #Zola

**A Laureline R.**, ma colloc', mon amie. Merci de m'apporter une vision souvent différente et parfois nécessaire... Et vivement tous ces voyages !

**A Abetare K.**, la « Dua Lipa » de Limoges ! Merci pour tous ces bons moments et d'être une personne vraie. Courage à toi aussi pour cette dernière ligne droite, même si tu liras sans doute cela après !

Et – parce que je ne peux décemment pas tous vous isoler –, à tous les autres, **Amandine G.**, **Arthur D.**, **Caroline B.**, **Cyril B.**, **Daphnée B.**, **Ilinka B.**, **Julie B.**, **Laurène M.**, **Laurie E.**, **Lise M.**, **Mathilde C-B.**, **Menfild M.**, **Mickael P.**, **Tomy FDM.** et tous ceux que je n'ai pas cité (car la liste serait bien longue !), merci d'avoir été là tout simplement !



**Aux collègues membres de l'AJMER :**

**A l'ensemble des bureaux des années 2021-2022 et 2022-2023**, un grand merci pour le partage et la bonne humeur dans l'organisation de ces événements pour l'épanouissement des internes et jeunes chefs de MPR et la promotion de cette spécialité !

*A mes collègues du DU de Pathologie Fonctionnelle Pelvi-Périnéale, du DIU d'Appareillage, de FST et cours de capacité de Médecine du Sport, de modules de DES et de congrès divers.*

**A mes amis de Toulouse :**

**A Gwendoline O.**, « ma siamoise », que dire... Tu sais déjà tout, tu as tout suivi... Merci de ton aide dans les moments difficiles et merci d'avoir été là quand j'avais besoin de vider mon sac ! Dieu sait qu'il y en a eu...

**A Nicolas C.**, merci de ton soutien et à quand nos prochaines soirées !!

**A Laeti V., Djed M., Anouck P., Sarah L., Sophie M., Magali N., Lucie V.** et à tous les **freestylers** qui me manquent tant depuis mon départ sur Limoges ! A très vite en convention ou ailleurs, j'en suis certain !

**A Anna L., Charlotte L., Jack H., Mathieu A., Vénus B.** et **Arnaud H.**, mes amis d'externat.

**Enfin :**

**A tous ceux que je n'ai pas cité** (et pourtant à qui j'ai pensé !), je vous adresse un grand merci d'avoir fait partie de mon parcours d'interne et d'avoir pu le rendre – chacun à votre façon – unique et formateur sur les plans médical et personnel.

## Droits d'auteurs

---

Cette création est mise à disposition selon le Contrat :

« **Attribution-Pas d'Utilisation Commerciale-Pas de modification 3.0 France** »

disponible en ligne : <http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/3.0/fr/>



## Liste des abréviations

---

AFO = Ankle-foot orthosis (orthèse releveur de pied).

AH = Aide humaine.

AJMER = Association des jeunes en médecine physique et de réadaptation.

APA = Activité physique adaptée.

AT = Aide technique.

AVC = Accident vasculaire cérébral.

BBS = Berg balance scale.

CA = Cannes anglaises (ou béquilles).

CHU = Centre hospitalier universitaire.

CPF/PFC = Cortex préfrontal.

CRRF = Centre de rééducation et de réadaptation fonctionnel.

DES = Diplôme d'études spécialisées.

DIU = Diplôme inter-universitaire.

DT = Double Tâche.

DTC = Dual-task cost (coût en double-tâche).

DU = Diplôme universitaire.

EEG = Électro-encéphalographie.

EMG = Électromyographie.

ENS = Échelle numérique simplifiée.

FAC = Functional ambulation classification.

fNIRS = Spectroscopie fonctionnelle proche infrarouge.

FPEC = Connectivité effective fronto-pariétale.

FST = Formation spécialisée transversale.

GEMS-H = Gait enhancing and motivating – Hip.

HHb = Désoxyhémoglobine.

IDE = Infirmière diplômée d'état.

IRMf = Imagerie par résonance magnétique fonctionnelle.

K/E/O/NP = Kinésithérapie/Ergothérapie/Orthophonie/Neuropsychologie.

MAS = Modified Ashworth scale.

MCID = Différence minimale importante cliniquement.

MOCA = Montreal cognitive assessment.

MPR = Médecine physique et de réadaptation.

O2Hb = Oxyhémoglobine.

OMS = Organisation mondiale de la santé.

PAP = Préhension aveugle du pouce.

PASS = Postural assessment scale for stroke.

PM = Périmètre de marche.

PMC = Cortex pré-moteur.

PRISMA = Preferred reporting items for systematic reviews and meta-analyses.

PTH = Prothèse totale de hanche (arthroplastie totale de hanche).

SD = Standard-deviation (écart-type).

ST = Simple Tâche.

SMA = Aire motrice supplémentaire.

SMC = Cortex sensori-moteur.

SPGO/SMGO = Sens de positionnement/mouvement du gros orteil (arthrokinesthésie de l'hallux).

TS = Triceps sural.

VI = Vaste intermédiaire (quadriceps).

## Table des matières

---

Partie 1 : Revue de la Littérature.....	25
Introduction.....	26
1.1. L'accident vasculaire cérébral .....	26
1.2. Épidémiologie des AVC .....	27
1.3. Facteurs de Risque d'AVC .....	27
1.4. Les troubles de la marche .....	29
1.4.1. Troubles de la marche dans le cadre d'un AVC .....	29
1.4.2. Troubles de la marche liés à des troubles attentionnels et cognitifs.....	30
1.4.3. Évolution des troubles de la marche .....	31
1.5. Charge attentionnelle à la marche.....	31
1.5.1. Évaluation de la charge attentionnelle .....	34
1.5.1.1. Tests cognitifs : Exemple du test « n-back » .....	34
1.5.1.2. Spectrophotométrie fonctionnelle proche infra-rouge (fNIRS).....	35
1.5.1.3. EEG .....	37
1.5.2. Surcharge attentionnelle à la marche .....	38
1.6. Double Tâche .....	38
1.6.1. Double tâche motrice .....	39
1.6.2. Double tâche cognitive.....	40
1.6.3. Interférence cognitivo-motrice.....	41
1.6.4. Rééducation en double tâche .....	42
1.7. Orthèses de membres inférieurs .....	43
1.8. Autres appareillages .....	44
1.8.1. Chaussage orthopédique .....	45
1.8.2. Avènement de la rééducation robotisée et de la réalité virtuelle .....	46
1.8.2.1. Les exosquelettes.....	46
1.8.2.2. La réalité virtuelle .....	47
1.9. Quid de l'effet des AFO sur la charge attentionnelle .....	47
1.10. Travail de revue de la littérature .....	49
Matériel et Méthodes.....	50
2.1. Scoping Revue .....	50
2.1.1. PRISMA Guidelines .....	51
2.1.2. Critères d'inclusion des études .....	51
2.2. Élargissement des critères d'inclusion.....	51
2.2.1. Critères d'exclusion des études .....	51
2.2.2. Phrase de recherche.....	52
2.2.3. Bases de données interrogées .....	52
2.2.3.1. PubMed .....	53
2.2.3.2. Google Scholar.....	53
2.2.3.3. Autres bases de données interrogées.....	53
2.3. Extraction des informations .....	53
Résultats .....	54
3.1. Diagramme de flux (flow chart).....	54
3.2. Caractéristiques des articles retenus (tables 1 & 2) .....	55
3.3. Tendance dans la littérature .....	61
Discussion.....	62

4.1. Absence de données sur les AFO .....	62
4.2. Synthèse de la revue de littérature .....	62
4.3. Intérêt d'établir un protocole standardisé.....	64
Conclusion.....	65
Partie 2 : Evaluation Clinique .....	66
Introduction.....	67
Devant l'absence de données sur l'influence des AFO sur la charge attentionnelle à la marche post-AVC dans la littérature scientifique, il semble judicieux de réaliser une évaluation de celle-ci. ....	67
6.1. Évaluation clinique de faisabilité.....	67
6.2. Design d'étude.....	68
6.3. Objectifs de l'évaluation.....	68
Matériel et Méthodes.....	70
7.1. Critères d'inclusion des patients.....	70
7.2. Critères d'exclusion des patients.....	70
7.3. Critères de jugement .....	70
7.4. Test N-back .....	71
7.5. fNIRS .....	71
7.6. Tapis GAITRite® .....	73
7.7. Protocole de l'évaluation.....	74
Résultats .....	77
8.1. Faisabilité de l'étude .....	77
8.2. Présentation des cas (table 3).....	78
8.3. Données N-back .....	80
8.4. Données fNIRS.....	84
8.5. Données GAITRite® .....	91
8.6. Synthèse par patient.....	101
8.6.1. Premier patient – P13 .....	101
8.6.2. Second patient – P18.....	102
8.6.3. Troisième patient – P27 .....	103
Discussion.....	105
9.1. Tendances statistiques mises en évidence .....	105
9.2. Principaux profils de patients.....	108
9.3. Difficultés rencontrées .....	109
9.4. Résultats similaires dans la littérature .....	110
9.5. Résultats divergents dans la littérature.....	111
9.6. Autres pistes d'exploration et amélioration du protocole .....	111
Conclusion.....	114
Références bibliographiques.....	115
Annexes .....	135
Serment d'Hippocrate.....	160

## Table des illustrations

---

Figure 1 : Influence du cortex préfrontal sur les fonctions motrices .....	32
Figure 2 : Schéma de fonctionnement d'une optode (fNIRS) (198) .....	36
Figure 3 : Aires de Brodmann et représentation du cortex frontal dorsolatéral (aires 9 et 46) (198) .....	37
Figure 4 : La mémoire implicite et ses composants .....	39
Figure 5 : Théorie du goulot .....	41
Figure 6 : Calcéologie, les parties d'une chaussure orthopédique .....	45
Figure 7 : Exosquelette pour membres inférieurs .....	46
Figure 8 : Diagramme de flux de la revue de cadrage réalisée.....	55
Figure 10 : Représentation schématique du protocole .....	76
Figure 11 : Données N-back représentées sous forme d'histogramme .....	80
Figure 12 : Données fNIRS représentées sous forme d'histogramme.....	84
Figure 13 : Données GAITRite® représentées sous forme d'histogramme.....	91
Figure 14 : Courbe de tendances pour le premier patient (P13).....	101
Figure 15 : Courbe de tendances pour le second patient (P18) .....	102
Figure 16 : Courbe de tendances pour le troisième patient (P27) .....	103

## Table des tableaux

---

Tableau 1 : Caractéristiques des articles retenus pour analyse.....	55
Tableau 2 : Résumé des caractéristiques des articles retenus.....	61
Tableau 3 : Caractéristiques des patients inclus (2 parties).....	78



# Partie 1 : Revue de la Littérature

---

# Introduction

---

## 1.1. L'accident vasculaire cérébral

Un AVC, ou accident vasculaire cérébral, est une affection vasculaire caractérisée par l'interruption de l'afflux sanguin vers une partie du cerveau (1). Il s'agit d'une maladie neurologique fréquente, définie comme une altération de l'approvisionnement en sang au niveau cérébral une fois la croissance et le développement neurologique atteints (2).

Les AVC sont définis par l'Organisation mondiale de la santé (OMS) comme « le développement rapide de signes cliniques localisés ou globaux de dysfonction cérébrale avec des symptômes durant plus de vingt-quatre heures, pouvant entraîner la mort, sans autre cause apparente qu'une origine vasculaire » (3).

Il existe deux types d'accidents vasculaires cérébraux :

1. AVC ischémique : C'est la forme la plus fréquente d'AVC, représentant environ 80 % des cas. Il se produit lorsque l'approvisionnement en sang vers une partie du cerveau est bloqué par un caillot sanguin ou un rétrécissement des vaisseaux sanguins (sténose). En conséquence, la zone touchée du cerveau ne reçoit pas assez d'oxygène (ischémie), ce qui entraîne des dommages cellulaires allant jusqu'à la nécrose des tissus.
2. AVC hémorragique : Moins fréquent, l'AVC hémorragique se produit lorsque des vaisseaux sanguins cérébraux se rompent, provoquant une hémorragie. Cela peut être dû à une rupture vasculaire suite à la faiblesse des parois des vaisseaux sanguins avec souvent une dilatation des parois (anévrisme) ou à une hypertension artérielle mal contrôlée (notamment en cas de variations importantes et rapides de la pression artérielle systolique). L'hémorragie endommage les cellules cérébrales en comprimant les tissus environnants (effet de masse pouvant conduire à des engagements cérébraux par augmentation de la pression intracrânienne) et en perturbant la circulation sanguine (possible ischémie secondaire).

Les symptômes d'un AVC peuvent varier en fonction de la zone du cerveau affectée, mais ils peuvent inclure des maux de tête soudains et graves, une faiblesse ou un engourdissement du visage, des bras ou des jambes, des problèmes de vision, des difficultés d'élocution, des étourdissements et une perte de coordination. Un traitement précoce (pouvant inclure une reperméabilisation artérielle) permet de diminuer grandement la zone affectée et donc l'impact clinique et fonctionnel, ainsi que le risque de séquelles.

Passée la phase d'installation des troubles (en général dans les 24 premières heures, sauf récurrence précoce) de nombreuses déficiences sont présentes ; parmi lesquelles les principales sont : l'hémiplégie ou hémiparésie, les troubles sensitifs et sensoriels (dont visuels), les atteintes cognitives, les troubles de l'équilibre et de la marche, les désordres sur le plan de la communication (aphasie et dysarthrie notamment) et de la perception visuo-spatiale, ou encore les troubles vésico-sphinctériens (4).

Les déficiences atteignant les fonctions sensori-motrices et le contrôle postural peuvent grandement affecter l'indépendance quotidienne des patients ayant subi un AVC (5).

La rééducation et réadaptation dans les suites d'un AVC se basent sur la réorganisation corticale du fait de la plasticité cérébrale (6,7).

La phase subaiguë d'un AVC s'étend de 4 à 24 semaines (8), au-delà (à partir du sixième mois) on parle de phase chronique. Des études ont montré que l'essentiel de la récupération motrice spontanée se produit dans les 6 premiers mois après l'AVC (avec une vitesse plus importante dans les 3 premiers mois) ; cependant une récupération peut être induite au-delà par le biais de la rééducation (9,10).

Concernant l'établissement d'un pronostic de récupération, en cas d'atteinte motrice sévère, il est possible de l'établir dans les 3 à 6 premières semaines de rééducation, avec une amélioration de la marche possible jusqu'à 11 semaines après l'AVC (11–16).

## **1.2. Épidémiologie des AVC**

L'AVC est l'une des principales causes de décès et d'invalidité dans le monde. Selon l'Organisation mondiale de la santé (OMS), il est estimé qu'environ 15 millions de personnes dans le monde sont touchées par un AVC chaque année. Il s'agit de la seconde cause de mortalité dans le monde avec un taux de mortalité d'environ 5,5 millions par an (les chiffres variant de 10 à 30% de mortalité selon la région dans le monde) (3). Par ailleurs, la gravité de cette maladie réside dans le fort taux de morbidité associé chez les survivants, avec environ 50% des survivants présentant un handicap. L'impact social et économique de l'AVC est donc majeur, avec une augmentation constante de l'incidence du fait des modifications récentes dans le mode de vie de la population (17–19).

L'incidence de l'AVC varie selon les régions du monde. Les pays en voie de développement ont tendance à présenter une incidence plus élevée d'AVC que les pays à revenus élevés. Cela peut être attribué à des facteurs de risque tels que l'hypertension artérielle, le diabète, l'obésité et le tabagisme, qui sont plus répandus dans les pays en voie de développement (3,20–23).

En France, on estime l'incidence à 130 000 nouveaux cas par an, soit environ 360 personnes par jour, avec une prévision d'augmentation dans les années à venir. Le taux de récurrence étant estimé entre 6 et 12% par an après la survenue d'un AVC (3).

L'AVC peut toucher des personnes de tous les âges, mais il est plus fréquent chez les personnes âgées. Le risque d'AVC double pour chaque décennie après l'âge de 55 ans.

Les hommes ont généralement un risque plus élevé de faire un AVC que les femmes dans la plupart des pays, bien que le risque d'AVC chez les femmes augmente pendant la grossesse et la période post-partum.

## **1.3. Facteurs de Risque d'AVC**

On distingue les facteurs de risque non modifiables (âge, genre, antécédents familiaux) des facteurs de risque modifiables dont le contrôle permet de réduire considérablement le risque de survenue :

1. Hypertension artérielle : L'hypertension artérielle, est l'un des principaux facteurs de risque d'AVC. Lorsque la pression exercée sur les parois des vaisseaux sanguins est trop élevée, cela peut affaiblir les vaisseaux et augmenter le risque de formation de caillots, d'athérome ou de rupture des vaisseaux (et donc favoriser la survenue d'AVC hémorragiques ou ischémiques).
2. Tabagisme : Le tabagisme augmente considérablement le risque d'AVC. Les substances chimiques présentes dans la fumée de tabac endommagent les parois des vaisseaux sanguins, favorisent la formation de caillots, d'athérome et augmentent la pression artérielle.
3. Consommation excessive d'alcool.
4. Diabète : Les personnes atteintes de diabète sont susceptibles de développer des complications vasculaires (atteinte macro-vasculaire).
5. Hypercholestérolémie : Un taux élevé de cholestérol dans le sang peut entraîner l'accumulation de dépôts graisseux sur les parois des vaisseaux sanguins (athérosclérose), ce qui peut restreindre le flux sanguin vers le cerveau et augmenter le risque d'AVC.
6. Obésité et manque d'activité physique (sédentarité) : L'excès de poids (et la malnutrition qui y est liée) et le manque d'exercice physique régulier sont associés à un risque accru d'AVC. L'obésité peut contribuer à l'hypertension artérielle, au diabète et à d'autres facteurs de risque.
7. Troubles du rythme cardiaque emboligènes (dont le plus fréquent pourvoyeur d'AVC est l'arythmie cardiaque par fibrillation auriculaire), pouvant indiquer la prise d'un traitement anticoagulant au long cours.

Les antécédents familiaux d'AVC peuvent augmenter le risque de développer la maladie. Cela peut être dû à une prédisposition génétique ou à des facteurs de risque partagés au sein de la famille (diabète ou habitudes de vie).

Le risque d'AVC augmente avec l'âge ; de plus, les personnes âgées sont plus susceptibles d'avoir des problèmes de santé sous-jacents, tels que l'hypertension artérielle et l'athérosclérose. Les hommes ont généralement un risque légèrement plus élevé que les femmes, bien que le risque chez les femmes augmente après la ménopause.

La prévalence de l'ensemble des facteurs de risque modifiables a été en augmentation au sein de la population générale, ce qui explique l'augmentation globale d'incidence des AVC. Le bon contrôle de ces facteurs de risque est donc un enjeu majeur de santé publique.

Les dernières données semblent indiquer une diminution de la mortalité liée aux AVC depuis une dizaine d'années. Avec une tendance à la diminution également des taux d'incidence et de récurrence de cette maladie. Ceci est probablement lié aux traitements préventifs entrepris (hypolipémiants, anti-hypertenseurs, campagnes de prévention), cependant un nombre considérable d'accidents vasculaires cérébraux reste évitable (24).

## 1.4. Les troubles de la marche

Les troubles de la marche sont des altérations dans le processus de marche normale d'une personne. Ils peuvent être causés par divers facteurs, notamment des problèmes neurologiques, musculosquelettiques, vasculaires, métaboliques ou psychologiques.

### 1.4.1. Troubles de la marche dans le cadre d'un AVC

Un des principaux objectifs de la rééducation des patients après un AVC est de récupérer la capacité de marche en autonomie, puisque cela conditionne leur autonomie dans les activités de la vie quotidienne (25–27). Seulement 30% des patients récupèrent une distance et une vitesse de marche normales (28). La vitesse de marche en particulier a un impact fonctionnel démontré, puisqu'une réduction de celle-ci entraîne une instabilité et un risque de chute majoré, ainsi qu'une difficulté au quotidien du fait de la lenteur d'exécution des différentes tâches mettant en jeu la marche (29).

Dans le cadre des AVC, de nombreuses altérations du schéma de marche et des paramètres spatio-temporels de la marche sont rencontrées (30–34). Un a deux tiers des patients présentent d'importantes altérations de la capacité de marche (12,35) et jusqu'à 79% des patients ayant subi un AVC sont catégorisés comme limités à la marche (36,37).

Dans la littérature, 37% à 73% des patients ayant subi un AVC rapportent au moins une chute et 20% à 55% rapportent une répétition de ces chutes (38–40).

Dans les suites d'un AVC, les principales altérations rencontrées sont une diminution de la capacité à marcher (41,42), l'allongement des différentes phases du cycle de marche (notamment la phase oscillante du côté atteint et la phase d'appui du côté sain, entraînant une majoration du ratio « oscillation/appui » ou « swing/stance » du côté affecté et inversement du côté sain) (43–45), la diminution de la vitesse de marche et de la cadence, la diminution de la longueur des pas (surtout du côté atteint), l'asymétrie de répartition des appuis avec support du poids du corps essentiellement sur le côté sain (en cas d'hémiplégie ou hémiparésie notamment) (31,46–53). Ces troubles dépendent bien entendu de la sévérité de l'atteinte fonctionnelle de chaque patient. Est également fréquemment retrouvée une altération de l'équilibre avec tendance à la rétropulsion et latéropulsion (du fait du déséquilibre musculaire et de l'alitement prolongé) (54–56).

Plusieurs mécanismes peuvent intervenir dans la survenue de ces troubles de la marche et de l'équilibre dans les suites d'un AVC, les principaux sont :

1. Un déficit moteur d'origine centrale : Une faiblesse ou une paralysie d'une partie du corps ; fréquemment, une hémiplégie.
2. La spasticité : Une augmentation du tonus musculaire, secondaire à une atteinte centrale (syndrome pyramidal), rendant les mouvements antagonistes difficiles et entraînant une altération du schéma de marche pouvant être variable selon les muscles spastiques.
3. Une atteinte sensitive : Avec déficit au niveau du signal ascendant et difficulté d'adaptation à l'environnement, ainsi qu'un trouble secondaire de la représentation du

schéma corporel. L'atteinte proprioceptive peut notamment entraîner des anomalies par compensation (par exemple un recurvatum de genou).

4. Une ataxie : Une coordination altérée des mouvements due à des atteintes cérébelleuses ou des voies nerveuses émanant des centres responsables de la coordination. La marche peut être instable, avec co-contractions des agonistes et antagonistes et des mouvements larges et désordonnés.
5. Une atteinte vestibulaire : Entraînant une instabilité posturale (avec difficulté à maintenir l'équilibre pendant la marche), ce qui peut entraîner des chutes fréquentes.

#### **1.4.2. Troubles de la marche liés à des troubles attentionnels et cognitifs**

Par ailleurs, les troubles cognitifs et attentionnels peuvent également impacter la marche des patients dans les suites d'un AVC, avec une réorganisation corticale résultant en des changements dans les modèles d'activation cérébrale (57). Des études ont pu montrer que la vitesse de marche et les capacités cognitives ont des substrats centraux similaires (58). De plus, 50% à 75% des patients ayant subi un AVC ont une atteinte cognitive (59).

Des lésions au niveau des régions pariétales et dorsolatérales frontales peuvent entraîner une atteinte de la représentation du corps (*body representation*) (60). Cette atteinte de la représentation du corps est fréquente puisqu'elle touche près de 80% des patients et peut affecter la planification du mouvement, la performance de marche et le contrôle proprioceptif (61,62).

De nombreux troubles de la marche sont retrouvés dans les démences et en cas de troubles cognitifs, parmi ceux-ci : une diminution globale de la vitesse de marche et de la cadence des pas, une irrégularité des pas (variabilité), une démarche ataxique et une apraxie à la marche. Il a même été montré que ces troubles de la marche peuvent avoir une valeur prédictive sur le risque de développer une démence (63). Il a par ailleurs été rapporté une variabilité plus importante des pas (64,65), une susceptibilité à la distraction accrue (64), une impossibilité à parler en marchant (« *stop walking when talking* ») (66) et un risque de chute augmenté (67,68).

La marche est par définition une activité automatisée (69). Il s'agit en réalité d'une activité semi-automatique, puisqu'elle nécessite une initiation volontaire des pas (avec des mécanismes automatisés permettant de marcher à un certain rythme, une certaine vitesse, de façon modulée par la volonté du patient). Ainsi, elle est souvent combinée à d'autres tâches sur lesquelles l'attention est focalisée (70).

Les patients ayant subi un AVC perdent cette automaticité de la marche, qui nécessite alors une réponse consciente et réfléchie, au prix de la rapidité d'exécution, ce qui est hautement affecté par les atteintes des fonctions supérieures (comme les troubles de concentration ou d'attention) (50). Le traitement des informations est plus lent, plus difficile, ce qui impacte les autres activités entreprises (71).

Les déficits de l'attention étant fréquents dans cette population, ces patients sont souvent sujets à présenter des chutes (71–73), notamment en cas de distraction ; ce d'autant plus que

la moyenne d'âge de cette population est élevée, ce qui est associé à d'autres causes de troubles de la marche favorisant les chutes (74–76).

De plus, des études ont montré que les patients ayant subi un AVC rapportent un manque de confiance à la marche, ce qui accentue les limitations au quotidien (71) ; or le travail en double-tâche peut agir sur cette confiance à la marche et améliorer l'autonomie dans les activités de la vie quotidienne (77).

### 1.4.3. Évolution des troubles de la marche

La vitesse de marche se corrige progressivement avec le temps et grâce à la rééducation, cependant l'asymétrie posturale est souvent maintenue, voire accentuée (corrigée transitoirement par la rééducation). La persistance de cette asymétrie semble liée aux déficits du côté lésé et aux mécanismes de compensation au niveau du côté sain (78,79). 60% à 80% des patients ayant subi un AVC marchent de façon autonome en sortie d'hospitalisation initiale (80) et près de 60% de ceux ne marchant pas initialement récupèrent une indépendance à la marche au bout de 6 mois (10,81). Cependant, les troubles de la marche qui sont présents à la phase chronique persistent le plus souvent à long terme (d'où l'importance de tenter de corriger les schémas incorrects que les patients ont tendance à adopter) (82).

Tous ces troubles de l'équilibre et de la marche entraînent une activité ambulatoire quotidienne diminuée (83), seulement 7% des patients ayant subi un AVC reprennent leurs activités à domicile et en dehors (25,84), ce qui aboutit à une sédentarité majeure à la phase chronique des AVC, favorisant le déconditionnement des patients (85).

## 1.5. Charge attentionnelle à la marche

Il est important de prendre en compte les interactions entre les tâches cognitives et motrices dans le domaine de la rééducation neurologique (86).

La charge attentionnelle à la marche fait référence à la quantité d'attention et de ressources cognitives nécessaires pour exécuter la tâche de marche de manière sûre et efficace (45,87–89). La marche est généralement considérée comme une activité automatique et routinière (50,89–91), mais elle peut également nécessiter une certaine charge attentionnelle, surtout dans des situations complexes ou lorsqu'il y a des facteurs perturbateurs (92–100). Cette automaticité de la marche est permise par un contrôle exécutif central (77,89,101,102). Un certain degré d'attention et de concentration est requis pour permettre un schéma de marche fluide et naturel (71).

La charge attentionnelle est donc définie comme « **les demandes induites par une tâche sur les ressources cognitives d'un individu afin de traiter les informations liées à la tâche.** » (103)

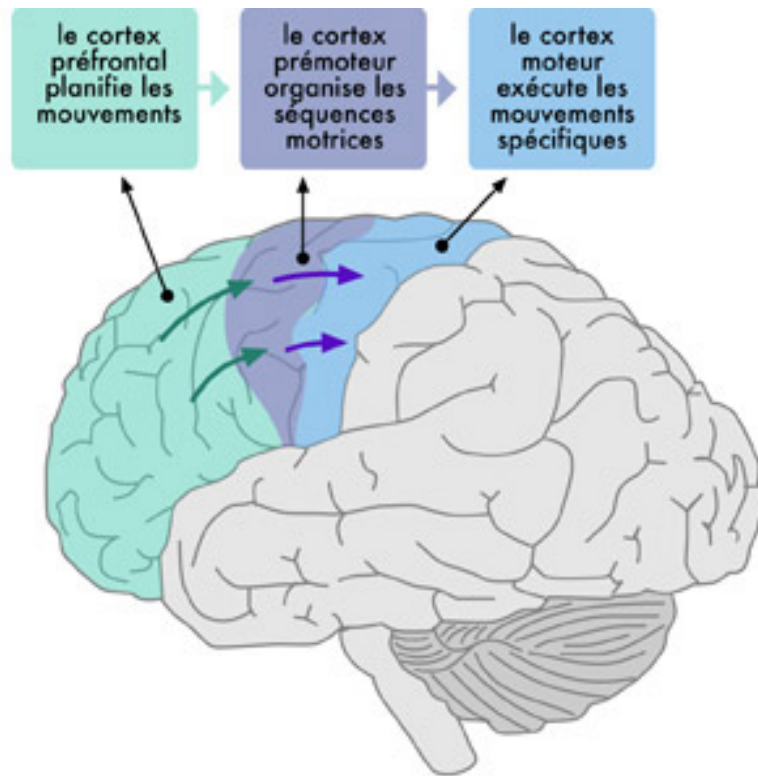


Figure 1 : Influence du cortex préfrontal sur les fonctions motrices

<https://www.frcneurodon.org/comprendre-le-cerveau/a-la-decouverte-du-cerveau/le-corps-et-les-mouvements/>

Lorsque la charge attentionnelle à la marche est faible, cela signifie que la tâche de marche est relativement facile et demande peu d'efforts cognitifs supplémentaires. Dans ces conditions, la personne peut marcher de manière fluide et sans perturbation significative (45,95,98–100,104).

Cependant, dans des situations où la charge attentionnelle à la marche est élevée, la tâche de marche peut devenir plus difficile et exiger davantage de ressources cognitives. Cela peut se produire dans des environnements complexes ou en cas d'éléments perturbateurs, tels que des surfaces inégales, des obstacles à éviter, des changements de direction fréquents, des interactions sociales simultanées ou des demandes cognitives supplémentaires (par exemple, maintenir une conversation tout en marchant). Dans de telles situations, la personne peut être plus susceptible de présenter des altérations de la marche, aura un risque accru de chutes ou une diminution de la performance globale de la marche (77,105).

La charge attentionnelle à la marche peut être influencée par divers facteurs, notamment l'âge (106,107), les capacités cognitives, les troubles neurologiques ou musculosquelettiques, la fatigue, les distractions externes, le stress ou d'autres facteurs environnementaux (107–111).

Il a été prouvé que l'automatisme à la marche est altéré en cas de survenue d'un AVC (74,112–115). La charge attentionnelle à la marche permet d'aboutir au concept d'adaptabilité de la marche (modifications nécessaires du schéma de marche pour répondre à certaines demandes environnementales ou comportementales pour pouvoir par exemple passer un obstacle ou marcher en terrain variable) (116), qui est diminuée en post-AVC (même en cas de récupération), avec un risque accru de chute (38,116–120).



En effet l'ajustement nécessaire des pas est plus long dans cette population, avec une diminution de la vitesse de marche, aboutissant à une difficulté accrue (74,118,121–124). L'attention nécessaire pour répondre à ces ajustements du schéma de marche est considérable (74,125,126). Cette plus grande difficulté à adapter son schéma de marche a un impact important sur le risque de chute et la capacité à explorer son environnement en marchant (89,127–129).

Il est important de comprendre la charge attentionnelle à la marche pour évaluer les capacités de marche, identifier les situations à risque et développer des stratégies d'intervention adaptées (74). Il est possible de quantifier l'impact d'une intervention sur la charge attentionnelle à la marche, en mesurant les variations des paramètres spatio-temporels de la marche avant et après une modification des conditions de marche ou une intervention.

De plus, il a été démontré que la charge attentionnelle à la marche est liée à une activation des aires corticales préfrontales et que celle-ci pouvait être étudiée par étude fonctionnelle de l'activation cérébrale (95,130–136).

Des études réalisées par imagerie fonctionnelle cérébrale ont mis en évidence une majoration de l'activité au niveau des aires corticales préfrontales et du système de la mémoire visuo-spatiale de travail, cette majoration étant liée à l'augmentation de la difficulté de la tâche de marche (89,94,95,133,135,137–142), ce qui est en faveur d'une régulation centrale de la tâche motrice à effectuer (143,144), avec mise en évidence de phénomènes d'anticipation (145).

Cette majoration de la charge attentionnelle correspond à une stratégie compensatrice pour lutter contre les difficultés liées aux déficits sensitivo-moteurs que présentent les patients en post-AVC (95). De plus, il a été montré que les patients présentant une charge attentionnelle élevée ont également une appréhension des chutes (94,146–148), avec description du concept de « confiance à l'équilibre » ou « balance-confiance » (72,112,149,150).

Des études se sont intéressées à comment améliorer cette charge attentionnelle à la marche et il a été montré qu'une amélioration globale des performances cognitives chez des patients ayant subi un AVC permettait une amélioration concomitante des performances de marche (151). Il semble donc important d'évaluer les demandes attentionnelles liées à la marche au quotidien (sollicitant plus de ressources attentionnelles que dans un milieu sécurisé et contrôlé comme l'hôpital) (152–154).

Le travail en double tâche semble être une option intéressante pour diminuer cette charge attentionnelle à la marche (155). Une réduction de l'activité préfrontale à la marche a pu être mise en évidence après une intervention alliant par exemple de la marche et un travail de coordination (155–159). Par ailleurs, un travail en double tâche est plus efficace que celui en simple tâche pour améliorer l'automatisme de la marche (38,113,160–163).

Une majoration de la charge attentionnelle à la marche correspond donc à une mise en jeu de ressources cognitives supplémentaires afin de compenser les modifications de schéma de marche, dans un contexte de perte de l'automatisme de la marche et de déficits acquis dans les suites d'un AVC par exemple.

### 1.5.1. Évaluation de la charge attentionnelle

Le premier outil de mesure de la charge attentionnelle était une échelle subjective : l'échelle de Paas en 1992 (164,165).

Les modifications des performances pendant la double-tâche peuvent aussi être utilisées pour mieux comprendre les prérequis cognitifs à la réalisation des différentes tâches mises en jeu (166,167). La charge attentionnelle peut donc être évaluée par la différence entre les capacités en simple et double-tâche.

De plus, l'activation des aires corticales préfrontales étant fortement liée à la difficulté des tâches sur le plan cognitif et donc à la charge attentionnelle de celles-ci, elle constitue un reflet de la charge cognitive durant l'activité – une augmentation de la difficulté des tâches cognitives et donc de la charge attentionnelle, avec diminution concomitante des ressources cognitives restantes, étant liée à une augmentation de l'activation des aires préfrontales. De nombreuses méthodes comme l'EEG ou la fNIRS (permettant de mesurer l'activation des aires corticales) peuvent donc être employées pour avoir un reflet des ressources cognitives mises en jeu lors des différentes tâches (92,95,131,132,135,152,168,169).

Ces méthodes d'évaluation semblent ainsi validées par des études dans la littérature, bien que la plupart des études retrouvées sur la charge attentionnelle à la marche mettent en jeu une majoration de celle-ci afin d'en mesurer l'impact sur la marche, sans réellement chercher à la quantifier.

#### 1.5.1.1. Tests cognitifs : Exemple du test « n-back »

Le test n-back est un test cognitif utilisé pour évaluer les fonctions de mémoire de travail et d'attention. Il mesure la capacité d'une personne à se souvenir et à mettre à jour une série de stimuli présentés successivement. C'est donc un outil de choix pour augmenter la charge attentionnelle puisque les individus doivent se concentrer sur la tâche cognitive afin de donner de bonnes réponses, mettant ainsi en jeu les capacités de concentration, d'attention et de mémoire de travail.

Dans un test n-back, une série de stimuli (généralement des lettres, des chiffres ou des images) est présentée à l'individu. L'individu doit indiquer si le stimulus actuel correspond au stimulus qui était présenté "n" positions en arrière dans la séquence (voire le répéter). Le n-back est un test mettant en jeu la mémoire de travail, où le « n » représente la charge en mémoire de travail (170). Par exemple, dans un test en 2-back, l'individu doit se souvenir si le stimulus actuel correspond au stimulus qui était présenté deux positions en arrière (« n - 2 »).

Le test n-back peut varier en termes de niveau de difficulté, allant du 0-back (se souvenir du stimulus précédent) jusqu'à des niveaux plus élevés tels que le 1-back, 2-back, etc. Les niveaux supérieurs nécessitent une plus grande charge de mémoire de travail, car l'individu doit se souvenir de stimuli plus éloignés dans la séquence.

Le test n-back est un outil couramment utilisé pour étudier les capacités de mémoire de travail et d'attention, ainsi que leurs altérations dans différentes conditions, telles que les troubles de l'attention, les troubles neurologiques ou psychiatriques, et dans la recherche sur l'amélioration cognitive. Ce test est utilisé dans la recherche sur la cognition, les études

neuropsychologiques et les évaluations cliniques. Il permet d'évaluer les capacités de mémoire de travail, d'attention soutenue, de mise à jour de l'information et de contrôle cognitif. Les performances au test n-back peuvent être mesurées en termes de précision (nombre de réponses correctes) et de vitesse de réaction (171,172).

Le seuil de significativité en 1-back a pu être calculé à 75% dans la littérature, signifiant qu'un pourcentage de bonnes réponses dépassant les 75% lors de l'étude est considéré comme une significative amélioration (173,174).

De nombreux tests cognitifs sont utilisés lors des double-tâches dans les études (on peut par exemple citer le test de Stroop auditif qui consiste en une réaction à certains stimuli auditifs durant la marche), l'avantage du n-back est sa facilité de mise en place et la possibilité de moduler la difficulté de celui-ci s'il s'avère trop simple pour les patients (en passant par exemple à du 2-back au lieu de 1-back).

### **1.5.1.2. Spectrophotométrie fonctionnelle proche infra-rouge (fNIRS)**

L'fNIRS (*functional near-infrared spectroscopy* ou spectroscopie fonctionnelle proche infra-rouge) est une technique d'imagerie cérébrale non invasive qui mesure l'activité cérébrale en se basant sur les changements de l'hémodynamique cérébrale. Elle utilise des sources de lumière proches de l'infrarouge et des détecteurs de lumière pour mesurer les variations de l'oxygénation du sang dans le cerveau (57,96,175–180).

Lorsque le cerveau est actif, la consommation d'oxygène augmente dans les régions neuronales actives. En conséquence, il y a une augmentation du débit sanguin local et une augmentation de l'oxygénation du sang dans ces régions. L'fNIRS détecte ces changements en mesurant la différence entre la lumière émise par les sources infrarouges proches et la lumière détectée après avoir traversé les tissus cérébraux (181).

Le système fNIRS se compose généralement de plusieurs sources lumineuses placées sur le cuir chevelu et de détecteurs qui mesurent la lumière transmise à travers les tissus cérébraux. La lumière infrarouge proche est reflétée par l'hémoglobine, une molécule contenue dans les globules rouges qui transporte l'oxygène. Lorsque la lumière traverse les tissus cérébraux, elle est absorbée différemment par l'hémoglobine oxygénée (oxyhémoglobine – O<sub>2</sub>Hb) et l'hémoglobine désoxygénée (désoxyhémoglobine – HHb). En mesurant les changements dans les niveaux d'oxyhémoglobine et de désoxyhémoglobine, l'fNIRS peut fournir une estimation de la consommation en oxygène et donc de l'activité cérébrale.

L'fNIRS est souvent utilisée comme une alternative moins coûteuse et plus portable à d'autres techniques d'imagerie cérébrale fonctionnelle telles que l'IRM fonctionnelle (IRMf) (182–185), permettant des conditions d'expérimentation plus proches de la réalité. Elle peut fournir des informations sur l'activité cérébrale dans des régions spécifiques pendant des tâches cognitives ou des expériences et est couramment utilisée dans des domaines tels que les neurosciences cognitives, la réadaptation, la neuropsychologie, la recherche clinique et le contrôle de l'interface cerveau-ordinateur (*brain-computer interface*) (186–191).

Le gold-standard dans le domaine de la mesure de l'activation corticale est l'imagerie par résonance magnétique fonctionnelle (IRMf). Cependant il est impossible d'utiliser ce système durant la marche étant donné l'impossibilité de suivre le patient à la marche (induisant

forcément un déplacement). Certaines études ont alors procédé par imagerie motrice (en laissant imaginer aux patients qu'ils marchaient alors qu'ils étaient dans l'IRM) (192).

L'fNIRS est donc une technique prometteuse, mais il convient de noter qu'elle comporte des limites, notamment une résolution spatiale plus faible que l'IRMf et une sensibilité réduite au niveau des régions profondes du cerveau. Cependant, elle reste un outil utile pour étudier l'activité cérébrale dans des contextes plus pratiques et moins contraignants.

Les optodes (qui sont les systèmes émetteurs et récepteurs) de la fNIRS, sont souvent positionnées en regard des cortex frontaux dorsolatéraux afin d'enregistrer l'activité cérébrale de ces régions (193–197). En conséquence, les pathologies frontales doivent être éliminées, afin d'empêcher toute altération du signal pouvant biaiser les résultats.

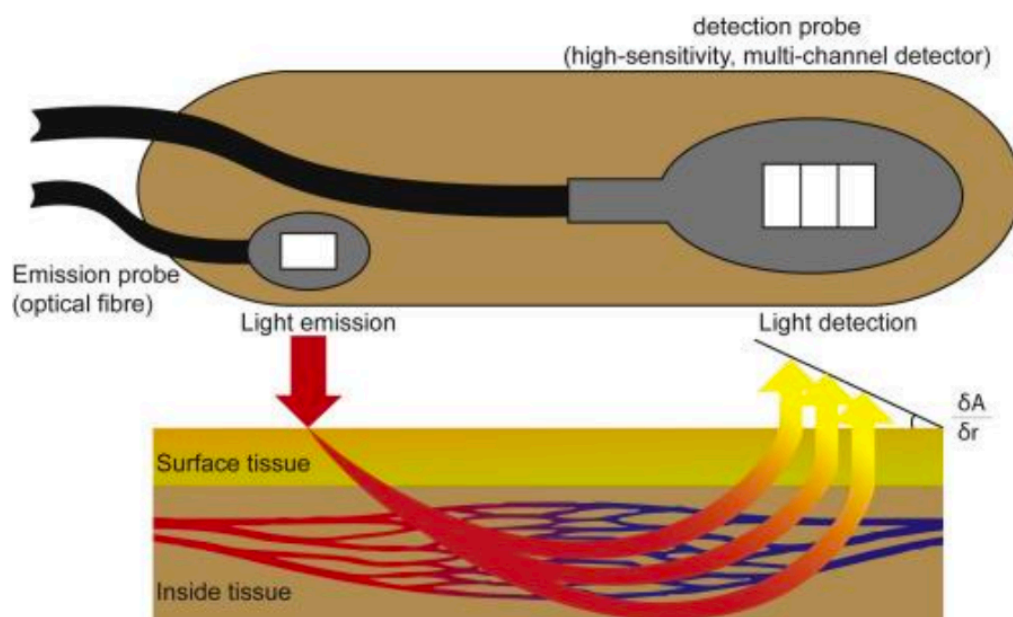


Figure 2 : Schéma de fonctionnement d'une optode (fNIRS) (198)

Aire 8	Aire 9	Aire 46	Aire 44	Aire 45	latéral 47	orbital 47	Aire 11	Aire 10	Aire 12	Aire 24	Aire 32
Dorsolatéral						orbital, ventromédial, basal, orbital	Aire 11	frontopolaire, antérieur, rostral	Aire 12	orbitofrontal	cingulaire antérieur
Dorsolatéral			Ventrolatéral								
dorsolatéral postérieur	mi- dorsolatéral										

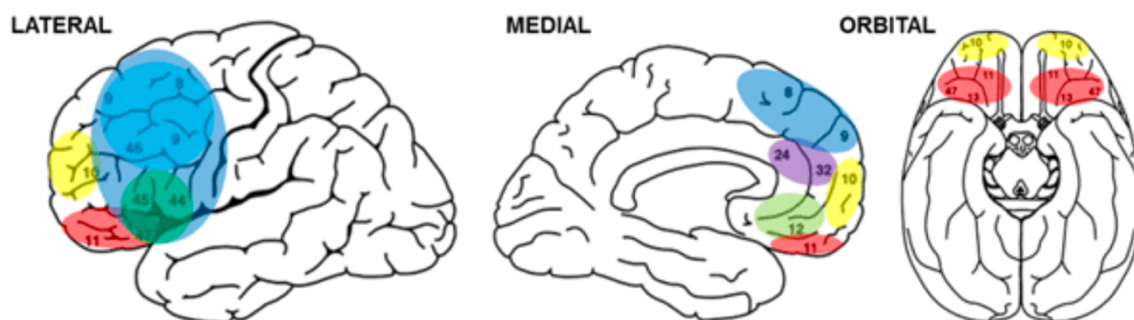


Figure 3 : Aires de Brodmann et représentation du cortex frontal dorsolatéral (aires 9 et 46) (198)

L'enregistrement étant réalisé pour l'hémisphère gauche et droit, il est possible de différencier l'effet des atteintes :

- de l'hémisphère majeur (ou dominant, le plus souvent le gauche chez les droitiers, siège principal de la fonction de langage, de la motricité et de la sensibilité du côté controlatéral du corps, ainsi que du champ visuel du côté controlatéral) ;
- de l'hémisphère mineur (non dominant, le plus souvent à droite chez les droitiers, siège de la motricité et sensibilité du côté controlatéral du corps et du champ visuel du côté controlatéral, intervenant à moindre mesure pour la fonction du langage).

Il est également possible d'essayer d'identifier un effet de la latéralité de la lésion sur l'activité cérébrale hémisphérique dans ces aires préfrontales.

La MCID pour les variations d'oxyhémoglobine reste à établir dans la littérature, une étude sur des rats montrait que des variations de plus de 10% des valeurs en oxyhémoglobine et désoxyhémoglobine par rapport à la baseline établie étaient significatives (199).

### 1.5.1.3. EEG

Une autre méthodologie envisageable pour évaluer l'activation du cortex préfrontal lors de la marche est l'électro-encéphalographie, qui consiste en l'application d'électrodes sur le crâne pour mesurer l'activité encéphalique électrique. Elle est non invasive et présente l'avantage d'être largement étudiée en neurologie (avec une mise en place standardisée) (48,200–202). En effet, le caractère portatif des dispositifs permet une utilisation lors de la marche (avec certains modèles n'ayant pas de fil) (103,167,203,204).

### **1.5.2. Surcharge attentionnelle à la marche**

Une majoration de la charge attentionnelle à la marche majore donc les troubles de marche (95). Dans les suites d'un AVC et chez les sujets âgés, les ressources attentionnelles (et donc le cortex préfrontal) sont plus mises en jeu durant la marche. Ces ressources utilisées peuvent atteindre un seuil maximal chez les patients ayant des troubles de la marche, ce qui peut aboutir à des performances de marche et cognitives altérées. Ce concept correspond donc à une surcharge attentionnelle lors de la marche, où la majoration de la difficulté induit une diminution des performances et un risque accru de ne pas pouvoir effectuer les tâches ou – dans le cas de la marche – de chutes par erreurs dans le schéma de marche et mauvaise adaptation à l'environnement (119,205).

### **1.6. Double Tâche**

La double tâche, également connue sous le nom de tâche duale, se réfère à la réalisation simultanée de deux tâches cognitives ou motrices distinctes. Cela consiste le plus souvent en la combinaison d'une tâche principale avec une tâche secondaire qui nécessite une allocation supplémentaire de ressources motrices, cognitives et attentionnelles. La double-tâche est assez fréquente en cas de réalisation de tâches complexes (206–209). Les patients ont tendance à se concentrer sur la première information reçue et il devient difficile de consacrer leur attention à d'autres informations ou stimuli (210).

La performance en double-tâche est étroitement liée aux fonctions exécutives, mettant en jeu le lobe frontal, ainsi qu'à d'autres fonctions supérieures (dont le contrôle inhibiteur, la mémoire de travail et la flexibilité mentale) (211).

Une association en double tâche mixte alliant la marche et une tâche cognitive permettrait donc de caractériser au mieux la charge attentionnelle à la marche en conditions standardisées et de mesurer l'impact d'une intervention sur celle-ci : avec une évaluation de la baisse de performance à la marche (par exemple une diminution de la vitesse de marche) lorsque l'on réalise une tâche cognitive simultanée, avec ajout éventuel d'une intervention et comparaison des données avec et sans celle-ci (77,212,213).

De nombreuses activités de la vie quotidienne nécessitent de pouvoir réaliser plusieurs tâches simultanément (69,136,214). Cela est essentiel pour pouvoir adapter son comportement aux situations rencontrées et traiter les informations de façon optimale (215). La mémoire implicite, ou mémoire non déclarative (ne requérant aucune pensée consciente, composée de l'amorçage, se basant sur l'expérience, ainsi que de la mémoire procédurale, qui est une automatisation de tâches ordinaires et habituelles) permet un degré d'automatisme durant les tâches, nécessaire du fait de l'allocation partielle de l'attention à l'une ou aux deux tâches (216). Quelques exemples issus du quotidien sont : parler en marchant, utiliser un téléphone en marchant, marcher en portant un sac ou en surveillant la circulation.

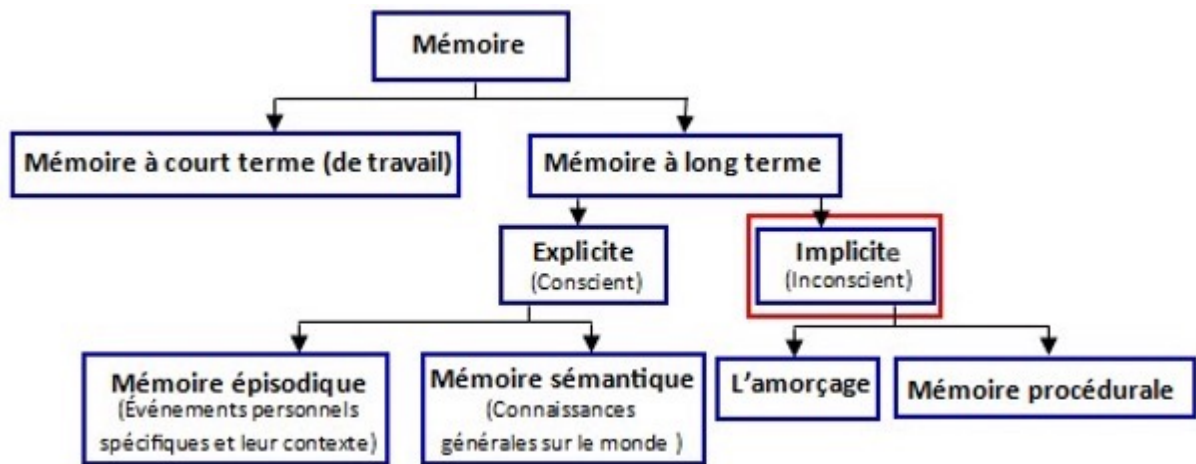


Figure 4 : La mémoire implicite et ses composants

<https://www.dynamicbrain.ca/fr/brain-resources/memory/types-of-memory/implicit-memory.html>

Réaliser deux tâches simultanément peut négativement impacter la marche (217–219).

La performance lors d'une double tâche peut être influencée par divers facteurs, notamment l'expérience dans les tâches spécifiques, les capacités cognitives, l'âge, les troubles neurologiques ou les conditions médicales. Les personnes âgées ou celles présentant des déficits cognitifs ou des troubles de la marche – situations fréquentes dans les suites d'un AVC – peuvent être particulièrement vulnérables aux effets négatifs d'une double tâche sur les performances (qu'elles soient cognitives ou motrices).

Cette performance est notamment affectée par le choix du sujet d'attribuer plus d'attention à l'une ou l'autre des tâches (220,221). Il apparaît alors crucial de travailler sur la priorisation des tâches en rééducation (222).

Dans les suites d'un AVC, la marche en double-tâche est difficile, que la seconde tâche soit cognitive ou motrice. Cela s'explique par le fait qu'il y a déjà une importante allocation des ressources cognitives pour la marche en simple tâche (du fait des déficiences multiples) (136,223). Enfin, il a été montré que les patients ayant subi un AVC ont une automaticité altérée, une flexibilité mentale (capacité à changer la répartition de ses capacités attentionnelles) diminuée et une attention portée sur la tâche motrice en double-tâche plus importante que les sujets sains (115,224,225).

### 1.6.1. Double tâche motrice

La double tâche motrice fait référence à la réalisation simultanée de deux tâches motrices distinctes. Cela implique d'effectuer deux actions physiques différentes en même temps, ce qui nécessite une coordination et une allocation des ressources motrices.

Par exemple, une double tâche motrice peut consister à marcher tout en effectuant une autre action telle que lancer une balle, chercher ses clefs, maintenir l'équilibre sur une poutre, frapper dans ses mains, ou encore conduire une voiture tout en ajustant les commandes ou en répondant à des stimuli visuels et auditifs – situations fréquentes au quotidien.

Lorsqu'une personne réalise une double tâche motrice, les ressources motrices sont partagées entre les deux actions, ce qui peut entraîner une diminution des performances dans l'une ou les deux tâches. La complexité des tâches motrices et la demande de coordination requise peuvent rendre la réalisation de la double tâche plus difficile.

La capacité à effectuer efficacement une double tâche motrice dépend de plusieurs facteurs, tels que la coordination motrice, l'habileté, la vitesse d'exécution, la vitesse de marche (212), la planification et la capacité à répartir les ressources motrices et attentionnelles de manière optimale. Par ailleurs, la vitesse de marche en double tâche peut être un fort prédicteur de la quantité de marche au quotidien après le retour à domicile (plus que la vitesse de marche en simple tâche) (226).

La recherche sur les doubles tâches motrices est couramment utilisée dans les domaines de la psychologie, de la neurologie, de la réadaptation et des sciences du mouvement pour étudier les capacités motrices et la performance humaine dans des situations réalistes et complexes. Elle permet de mieux comprendre les interactions entre différentes tâches motrices et peut avoir des implications pratiques dans des domaines tels que la rééducation, l'entraînement sportif, la prévention des accidents ou la conception d'environnements sûrs et ergonomiques (134,205,227).

Il a été prouvé que les patients ayant subi un AVC ont plus de difficulté à effectuer des doubles tâches motrices que des sujets sains (74,225).

### **1.6.2. Double tâche cognitive**

La double tâche cognitive fait référence à l'exécution simultanée de deux tâches cognitives distinctes, par exemple, lire un texte (tâche principale) en écoutant une conversation (tâche secondaire). Cela implique de traiter et de gérer deux flux d'informations ou de réaliser deux activités cognitives différentes en même temps (228). La capacité à effectuer efficacement les deux tâches simultanément peut être influencée par l'âge, l'attention (et plus globalement les capacités cognitives), la charge cognitive propre à chaque tâche, l'expérience dans ces tâches, les interactions entre celles-ci et par la capacité de commutation entre les tâches.

Lorsqu'une personne réalise une double tâche cognitive, les ressources attentionnelles et cognitives sont partagées entre les deux tâches, ce qui peut entraîner une diminution des performances dans l'une ou les deux tâches. Les capacités de mémoire, de traitement de l'information, de concentration et de résolution de problèmes peuvent être sollicitées davantage lors de l'exécution d'une double tâche cognitive que lors d'une simple tâche.

La recherche sur les doubles tâches cognitives est utilisée pour comprendre les limites de l'attention, de la mémoire et des capacités cognitives dans des situations complexes de la vie quotidienne. Elle peut également avoir des implications pratiques dans des domaines tels que l'éducation, les sciences du travail, la psychologie cognitive et la réadaptation, où il est important de comprendre comment les individus gèrent et exécutent efficacement plusieurs tâches cognitives simultanément (229).

L'ajout d'une tâche cognitive à la marche est associé à une diminution de l'ensemble des performances de marche (que ce soit la vitesse de marche, la longueur de pas, le temps de double-appui ou la cadence par exemple) (50,52,77,86,230–232). De plus, les patients ont



tendance à prioriser la tâche cognitive au détriment de la marche en post-AVC (50,52,77,86,231,233).

### 1.6.3. Interférence cognitivo-motrice

Lorsqu'une personne effectue une double tâche, les ressources attentionnelles sont partagées entre les deux tâches, ce qui peut entraîner une diminution des performances dans l'une ou les deux tâches (74,234). Cela s'explique par le fait que les ressources attentionnelles sont limitées et que le partage de ces ressources peut entraîner une détérioration des performances (235), en particulier si les deux tâches exigent une charge cognitive élevée. Ce phénomène correspond à l'interférence en double-tâche (49,92,236,237) et dans le cas de tâches cognitives et motrices on parle d'interférence cognitivo-motrice (50,86,88,126,152,220,238–240).

L'impact fonctionnel est facilement imaginable : si l'on reprend l'exemple d'un appel téléphonique lors de la marche, l'attention nécessaire pour maintenir une conversation téléphonique peut réduire l'attention disponible pour surveiller et ajuster la marche. Cela peut augmenter le risque de trébucher, de perdre l'équilibre ou de présenter des altérations de la marche.

Deux théories ont été avancées pour expliquer l'interférence à la marche en double-tâche : la « bottleneck theory » (« théorie du goulot » représentée ci-après) et le modèle des capacités partagées (qui stipule qu'un mécanisme central alloue de façon appropriée, en dehors d'une situation pathologique, les ressources attentionnelles nécessaires à la performance dans les deux tâches). Selon ces deux modèles, lorsque plusieurs tâches sont entreprises simultanément, les ressources nécessaires à leur réalisation sont partagées, avec une adaptation permanente à la difficulté des tâches, cependant si la demande excède les capacités attentionnelles, le traitement central est incomplet et ralenti (74,210).

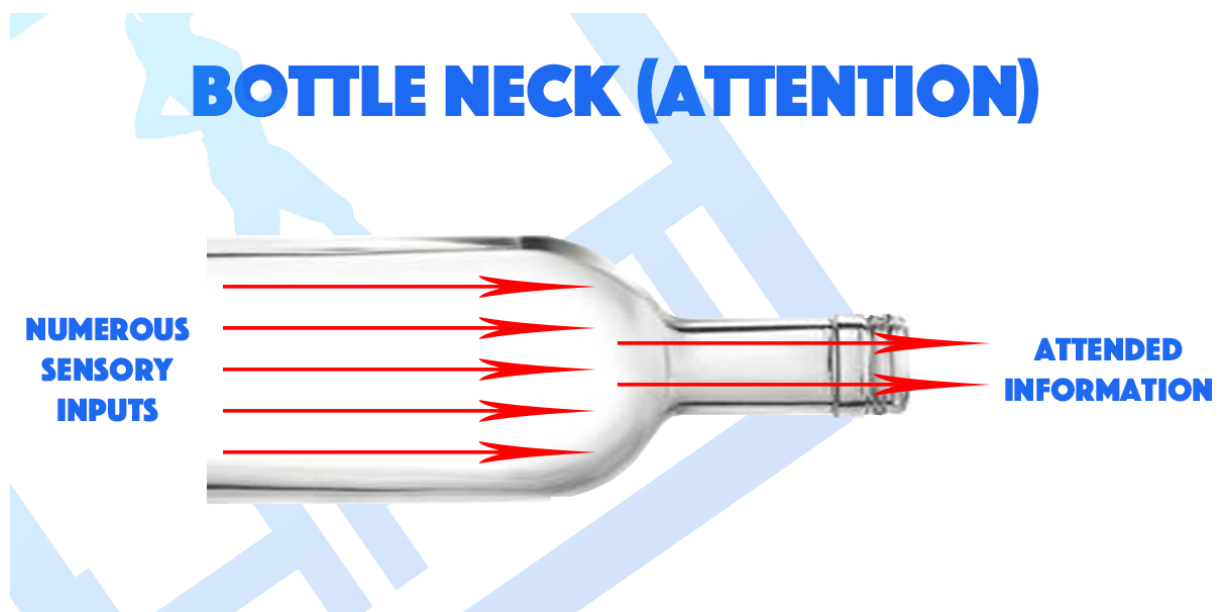


Figure 5 : Théorie du goulot

<https://www.linkedin.com/pulse/attention-bottleneck-science-behind-nikhil-pant>

L'interférence en double-tâche semble pouvoir être associée à la vitesse de marche (74,241), être influencée par les capacités attentionnelles et s'avère être nettement majorée lorsque celles-ci sont dépassées (220,225,242). Le type de tâche associée (motrice ou cognitive) et sa difficulté ont un effet sur l'interférence en double tâche (77).

Ce phénomène a été largement étudié chez les patients présentant un déficit d'ordre neurologique (49–52,243). Il est plus fréquent chez les sujets âgés ou dans la population post-AVC (71,74,244). Les atteintes structurales frontales secondaires à des AVC sont associées à une majoration de l'interférence cognitivo-motrice (71) et l'interférence en double-tâche est concomitante d'un risque de chute augmenté dans les suites d'un AVC (51,245).

Les tâches dites de « *mental tracking* » (par exemple une soustraction en série ou une tâche de dénomination) provoquent une plus grande interférence que les tâches discriminantes (par exemple le Stroop test où est testée la réponse à un stimulus auditif) (49,77,86,246).

L'évaluation de l'impact de la double-tâche (et notamment de l'interférence cognitivo-motrice) est souvent mise en évidence par le DTC (*dual-task cost* ou coût en double-tâche) qui indique le changement relatif de la simple à la double-tâche (172,220,234,245,247,248) :

**DTC à la marche = ([paramètre de marche en double-tâche – paramètre de marche en simple-tâche]/paramètre de marche en simple-tâche) × 100**

#### 1.6.4. Rééducation en double tâche

L'interférence cognitivo-motrice ayant été établie, il apparaît déterminant d'améliorer la capacité des patients à produire des tâches multiples et donc primordial de réaliser des exercices en double-tâche lors de la rééducation dans les suites d'un AVC (161,249).

La rééducation à la marche en double-tâche consiste en un nouvel apprentissage des mouvements impliqués dans la marche et l'équilibre pendant que d'autres tâches (le plus souvent cognitives mettant en jeu l'attention, la planification, la mémoire et les fonctions exécutives) sont effectuées (250). Cela aboutit à des résultats positifs en termes d'équilibre (251–253), de performance de marche (74,150,161,245,254–256) et de récupération de l'automatisme de marche (150,257). Ce pourquoi il est important de reproduire ces situations quotidiennes lors de la rééducation ou en pratique clinique afin d'évaluer au mieux les besoins des patients et d'adapter la prise en charge. Il apparaît alors capital d'inclure l'évaluation de la double-tâche – qu'elle soit cognitive ou motrice – dans l'évaluation d'un patient ayant subi un AVC (50,74,258,259).

Dans les suites d'un AVC, on note une amélioration sur les plans de la mobilité (161,224,245,260), avec des études – dont une méta-analyse – mettant en évidence une supériorité de la double-tâche par rapport à la simple tâche concernant la vitesse de marche (225,254,261). On note également une efficacité sur les performances cognitives et une diminution globale de l'interférence cognitivo-motrice (262), avec de meilleurs résultats lorsque la priorité allouée aux tâches est variable (le patient devant adapter la charge attentionnelle aux tâches) (150,252).

Il faut cependant savoir que lorsque la vitesse de marche est ralentie, la marche est d'autant plus compliquée du fait d'une difficulté accrue pour maintenir l'équilibre et la rééducation à la marche en double-tâche est plus complexe. En effet, il est nécessaire de développer une

charge attentionnelle plus importante du fait des altérations de la marche et de l'instabilité induite (113).

La performance en double-tâche dans son ensemble est également améliorée par l'utilisation de programmes mettant en jeu des tâches spécifiques (ciblant les fonctions que l'on souhaite rééduquer), permettant de pouvoir allouer les ressources cognitives aux autres activités que la marche en elle-même. La mise en jeu d'exercices rythmiques – où la double-tâche est soumise à une contrainte rythmique lors de la marche – a par ailleurs montré une efficacité particulière dans la rééducation en double-tâche (133,227,245,254,263–266). Les résultats sont plus probants que lors d'une rééducation en simple tâche, qu'elle soit de marche ou cognitive (260).

Enfin, l'entraînement par marche en double tâche améliore la performance en double tâche au quotidien de façon plus efficace que l'entraînement en simple tâche de marche, sans avoir de moins bons résultats en termes de performance à la marche (161,224,227,245,252,254,256,267,268). Ceci est facilité par les nouvelles technologies, notamment la réalité virtuelle (267–269).

### **1.7. Orthèses de membres inférieurs**

Une orthèse de membre inférieur est un dispositif médical utilisé pour soutenir, stabiliser, compenser ou améliorer la fonction du membre inférieur. Elle est souvent utilisée pour traiter les troubles de la marche, les déficiences musculaires ou neurologiques, prévenir et corriger les déformations ou les problèmes structuraux.

Les orthèses de membre inférieur peuvent prendre différentes formes et être fabriquées à partir de différents matériaux en fonction des besoins spécifiques du patient et de la condition à traiter.

Elles sont souvent personnalisées (orthèses de série thermoformables ou sur mesure dans le cadre du grand appareillage) pour s'adapter aux besoins individuels du patient. L'objectif des orthèses de membre inférieur est d'améliorer la fonction, la mobilité, la stabilité et la qualité de vie des patients.

Dans le cadre d'un AVC, différents types d'orthèses peuvent être mis en place :

1. Orthèse suro-pédieuse, releveur de pied : Elle peut être utilisée pour compenser une incapacité à relever efficacement le pied du sol pendant la phase oscillante du cycle de marche (meilleure clairance du pas), ou fournir une meilleure stabilité médio-latérale en phase d'appui (270). Les autres rôles de ces orthèses sont de stabiliser la cheville en maintenant le pied en position neutre, de lutter contre l'équin spastique et de limiter le risque de chute par accrochage de l'avant pied, sécurisant ainsi la marche. Ces orthèses sont également connues sous le nom d'AFO ou *ankle-foot-orthosis* en anglais (271–276).
2. Orthèse crurale, stabilisatrice de genou : Elle est utilisée pour fournir un soutien et une stabilisation au genou en cas de lésion ligamentaire, de déficit moteur (principalement du quadriceps), d'instabilité articulaire ou de troubles de la marche liés au genou (par exemple en cas de gonarthrose, avec une décharge partielle possible d'un

compartiment articulaire, ou encore en cas de traumatisme lors d'une chute, avec immobilisation angulaire nécessaire dans une certaine mesure). Dans le cadre de l'AVC, une déficience fréquemment rencontrée est le recurvatum de genou, qui peut avoir plusieurs étiologies (un déficit du quadriceps, une spasticité des gastrocnémiens ou un trouble proprioceptif notamment), celui-ci peut être corrigé par la mise en place d'une orthèse stabilisatrice crurale ou cruro-pédieuse (aussi appelées *knee-ankle-foot orthosis*).

3. Orthèse pelvi-pédieuse (de hanche) : Ce type d'orthèse peut être prescrit en cas de déficit musculaire important du membre inférieur ; Il peut être utilisé pour fournir un soutien et une stabilité à la hanche. La tolérance est souvent plus précaire, en raison des différents hyper-appuis possibles, notamment en cas de changements fréquents de position (par exemple, avec un appui prononcé à l'avant de la cuisse et au niveau abdominal en position assise). Ces orthèses sont intéressantes en cas de déficit important combiné des stabilisateurs de hanche (moyen fessier essentiellement) et de genou (quadriceps principalement).

Les orthèses de membre inférieur les plus fréquemment prescrites dans les suites d'un AVC sont les AFO – releveurs de pied (270). Il a par ailleurs été montré qu'elles permettent une amélioration en vitesse de marche (270,273,277), en schéma de marche (277–279), en équilibre (280) et en longueur de pas (281–283). Des études ont pu mettre en évidence une amélioration en capacité fonctionnelle de marche (évaluée par la FAC) (280,284).

De plus, la sensation de « sécurité à la marche » rapportée par les patients joue un rôle crucial dans la motivation à la prescription et au port des AFO et de nombreux patients pouvant marcher sans orthèse préfèrent les garder malgré tout (274,285,286).

Cependant, les orthèses peuvent s'avérer difficiles à accepter pour certains patients, avec une sensation de diminution de la mobilité articulaire ou de poids surajouté (dans un contexte de déficit moteur) (287), ou encore un vécu de rappel du handicap et une gêne quant à l'image renvoyée sur le plan social. Il a même pu être mis en évidence une certaine réticence à l'utilisation d'orthèses de la part de soignants, avec une appréhension de diminuer les capacités de récupération (notamment par la restriction induite des mouvements) (288–290), ce qui est accentué par la difficulté – historiquement – de prouver l'efficacité clinique des AFO dans les études (274). Ces facteurs peuvent entraîner des difficultés d'observance de port de l'orthèse, souvent expliquées par la non compréhension de l'intérêt de l'appareillage ou de l'intervention proposée (291), avec une amélioration franche par la prise de décision partagée (où le patient est acteur de sa prise en charge et décide d'adhérer à l'intervention après une explication de l'intérêt et des potentiels effets indésirables encourus) (292).

Finalement, les orthèses de membre inférieur semblent être de plus en plus utilisées, avec un impact démontré sur la qualité de la récupération (290,293).

## 1.8. Autres appareillages

D'autres dispositifs d'appareillage des membres inférieurs sont parfois utilisés dans les suites d'un accident vasculaire cérébral, parmi lesquels il est possible de citer le chaussage orthopédique ou la mise en place de systèmes électroniques (orthèses dynamiques avec assistance robotisée par exemple).

### 1.8.1. Chaussage orthopédique

Une chaussure orthopédique est une podo-orthèse. Il s'agit d'un dispositif de grand appareillage (donc réalisé sur mesure, soumis à une entente préalable et dont la prescription est restreinte à certaines spécialités dont la MPR) pour lequel 2 classes sont distinguées :

- Classe A, dont les indications sont plutôt d'ordres rhumatologiques et traumatologiques (294) :
  - Une désorganisation métatarso-phalangienne enraidie et non logeable dans des chaussures de série (thérapeutiques ou non) ;
  - Un trouble volumétrique non appareillable dans des chaussures de série (thérapeutiques ou non) ;
  - Une amputation partielle du pied (de niveau trans-métatarsien ou plus proximal) ;
  - Un raccourcissement du membre inférieur (différence de hauteur supérieure à 20 mm) ;
  - Une différence de longueur de pied (supérieure à 13 mm) ;
  - Un hallux valgus sévère (supérieur à 30°) ;
  - Un œdème sévère.
- Classe B, dont les indications sont plutôt d'ordres neurologiques et vasculaires (294) :
  - Une désaxation complexe stato-dynamique (effondrement complet et irréductible de la colonne médiane, équin fixé nécessitant une compensation supérieure ou égale à 20 mm, varus-équin, talus, paralysie entraînant un pied tombant) ;
  - Une instabilité du tarse et de la cheville non appareillable par des chaussures de série (thérapeutiques ou non) ;
  - Un trouble trophique en rapport avec une neuropathie (et par extension une maladie neurologique évolutive), une artériopathie (dont le diabète) ou une maladie inflammatoire.

Plusieurs éléments composent une chaussure orthopédique et leur adaptation permet d'obtenir des corrections et un support lors de la marche.

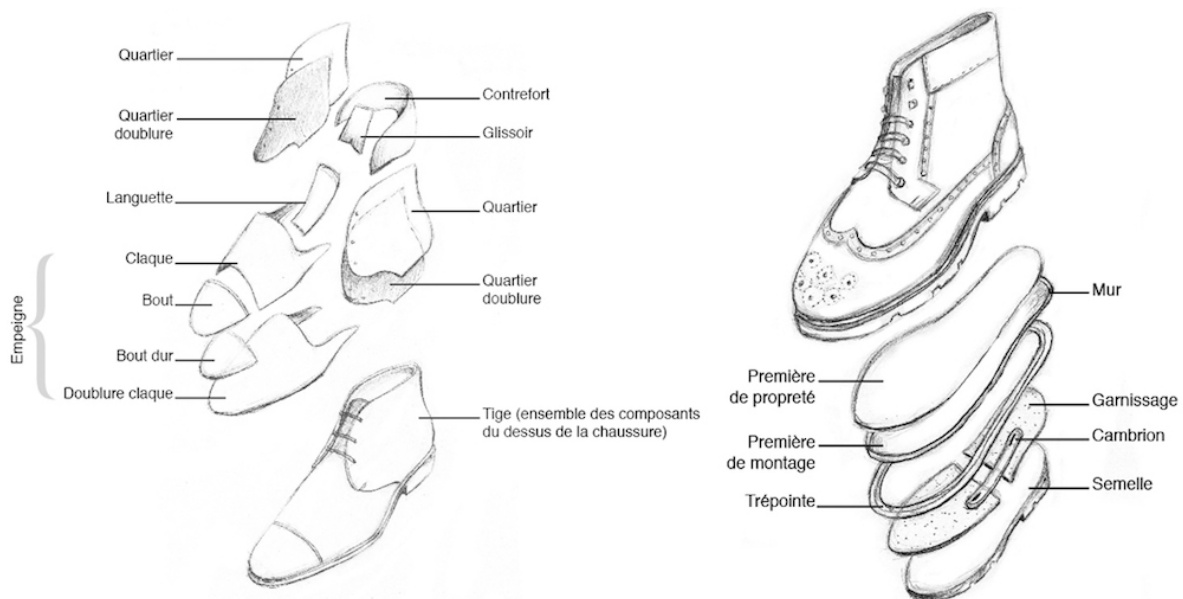


Figure 6 : Calcéologie, les parties d'une chaussure orthopédique

<https://blog.jacquedemeter.fr/cambriion-bout-dur-interieur-chaussures/>

Les chaussures orthopédiques peuvent être notamment agrémentées d'un système releveur de pied (avec tige et baguette haute, voire une lame postérieure).

### 1.8.2. Avènement de la rééducation robotisée et de la réalité virtuelle

Lorsque l'on considère l'appareillage dans son ensemble, on ne peut omettre l'impact croissant dans le domaine de la rééducation des nouvelles technologies et les enjeux spécifiques qui sont alors induits.

L'un des changements majeurs en rééducation dans les suites d'un AVC est l'essor de la rééducation robot-assistée, avec l'apparition d'appareillages automatisés (dont les exosquelettes) permettant une nouvelle approche des troubles, une intensité de la rééducation et un allègement de l'impact du handicap pour les rééducateurs lors des séances (295–300).

Certaines études ont montré une mise en jeu importante de la neuroplasticité lors de la rééducation robot-assistée, avec notamment une majoration de la connectivité effective fronto-pariétale (295,301–303). Par ailleurs, on note une amélioration des performances de marche après rééducation robot-assistée (301,304,305).

#### 1.8.2.1. Les exosquelettes

Les exosquelettes peuvent être des appareillages automatisés légers permettant de ne compenser qu'une fonction (par exemple lorsqu'ils sont intégrés à des systèmes suro-pédieus pour compenser un déficit de flexion de cheville).

Cependant ils peuvent également consister en des appareillages plus lourds prenant l'ensemble des deux membres inférieurs et permettant de remplacer complètement les mouvements des segments de membres lors de la marche. Il est ainsi possible pour un patient complètement paraplégique ou hémiparalysé sévère de marcher grâce à certains exosquelettes, ce qui peut avoir un intérêt dans la rééducation à la phase précoce (301,306).

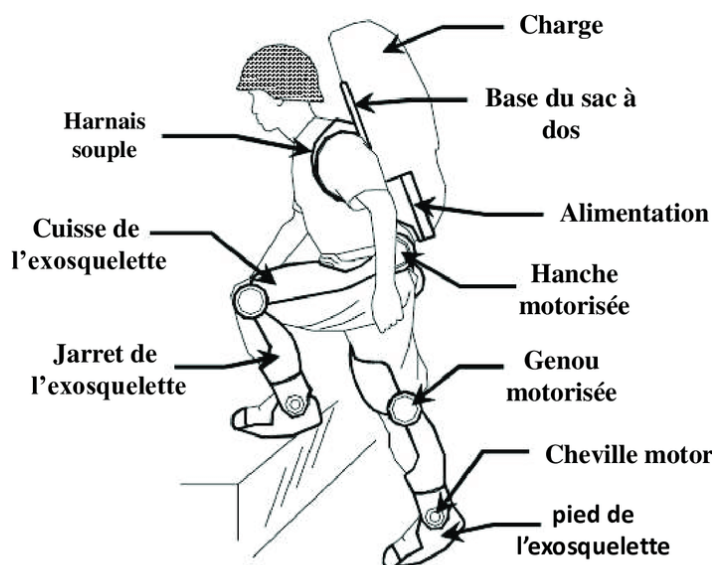


Figure 7 : Exosquelette pour membres inférieurs

[https://www.researchgate.net/figure/Exosquelette-de-membres-inferieurs-de-luniversite-de-Berkeley-BLEEX-Berkeley-Lower-fig2\\_278645317](https://www.researchgate.net/figure/Exosquelette-de-membres-inferieurs-de-luniversite-de-Berkeley-BLEEX-Berkeley-Lower-fig2_278645317)

Enfin, certaines modalités permettent une initiation du mouvement par le patient et une complétion ou un accompagnement de celui-ci par l'exosquelette.

### **1.8.2.2. La réalité virtuelle**

La réalité virtuelle est une technologie permettant de créer un environnement numérique tridimensionnel interactif. L'objectif est de fournir une expérience immersive au sujet. On distingue classiquement la réalité virtuelle (où le sujet est plongé dans un environnement tridimensionnel) de la réalité augmentée (où des éléments tridimensionnels sont ajoutés à l'environnement du sujet). Cela permet par exemple de se libérer des contraintes environnementales ou d'en ajouter.

La réalité virtuelle est généralement induite par le biais de casques, avec parfois des accessoires tels que des gants ou des manettes permettant le suivi des mouvements. Il est également possible d'ajouter des plateformes de marche et des capteurs sur les segments de membres afin d'étudier les mouvements de ceux-ci.

La combinaison de la rééducation robot-assistée avec la réalité virtuelle permet d'obtenir de meilleurs résultats sur la marche (202,204,307–309). Par ailleurs, une amélioration de la représentation corporelle a pu être induite lors d'une étude associant la rééducation robotisée et l'utilisation de la réalité virtuelle (203).

La réalité virtuelle semble ainsi avoir de nombreux avantages en matière de rééducation, en permettant de réaliser certaines mises en situation pour les activités du quotidien depuis les plateaux techniques des services de rééducation, ou encore d'augmenter la participation des patients du fait du caractère ludique et moins répétitif des exercices (152,310), tout en permettant une diminution des coûts en comparaison à la mise en situation en vie réelle (310). De nombreuses études rapportent une valeur ajoutée de l'utilisation de la réalité virtuelle sur l'équilibre et les capacités de marche dans les suites d'un AVC (152,267,268,311–315). Enfin, il a été démontré que la réalité virtuelle avait un impact sur les performances cognitives des patients en post-AVC (152,316).

L'ensemble de ces nouvelles technologies (incluant la rééducation robot-assistée et la réalité virtuelle) permet donc d'enrichir les méthodes de rééducation et a pu être étudié dans la littérature. Cependant elles ne représentent qu'une faible partie des dispositifs mis en place dans les suites d'un accident vasculaire cérébral et peuvent être considérés comme des compléments d'appareillages de membres inférieurs.

## **1.9. Quid de l'effet des AFO sur la charge attentionnelle**

Il semble pertinent de se poser la question de l'efficacité de diverses interventions, notamment en termes d'appareillage, sur la charge attentionnelle et donc la capacité à réaliser des tâches duales chez les patients dans les suites d'un accident vasculaire cérébral.

Certaines interventions ont déjà pu être évaluées dans le domaine de la rééducation robotisée, dont l'impact sur les connectivités centrales a pu être mis en évidence par le biais d'études (200,201). En effet, il semble y avoir une modification corticale induite par la mise en place de dispositifs automatisés.

L'intervention la plus fréquente dans les suites d'un accident vasculaire cérébral est la mise en place d'un releveur de pied (*ankle-foot orthosis* ou AFO) dans le cadre du défaut d'attaque par le talon et de la prévention primaire et secondaire de la déformation en équin (dont les deux principales étiologies sont le pied tombant dans le cadre d'un déficit moteur ou l'équin spastique).

Il a en effet pu être mis en évidence que la charge attentionnelle à la marche est augmentée en cas d'AVC, avec par exemple la nécessité de recruter d'autres muscles pour jouer le rôle des muscles déficitaires, une perturbation de l'équilibre entre les muscles agonistes et antagonistes et des difficultés dans la coordination des mouvements. Toutes ces modifications entraînent des perturbations du schéma de marche avec nécessité de mobiliser les ressources cognitives afin de tenter de les compenser (ce qui est notamment le cas pour le déficit des releveurs de pied) (131,132). La mise en place de l'ensemble des compensations nécessaires diminue l'automatisme de la marche et augmente donc les ressources attentionnelles nécessaires à la production d'une tâche motrice, même simple.

On peut émettre l'hypothèse que le fait de compenser ces anomalies de marche permettra de diminuer l'impact de l'ensemble des déficits moteurs et sensitifs (dont les troubles proprioceptifs). Le patient aura ainsi moins de compensations à mettre en place par le biais de la mobilisation des ressources attentionnelles et pourra diriger celles-ci sur la réalisation d'autres tâches durant la marche par exemple. Cela permettrait donc de diminuer la charge attentionnelle à la marche (avec un traitement cortical plus aisé de celle-ci) et les capacités cognitives seraient ainsi libérées pour le traitement d'autres informations.

L'impact fonctionnel d'une diminution de la charge attentionnelle à la marche et de la possibilité d'alléger les ressources cognitives à d'autres tâches est majeur. Lors de la marche, les patients peuvent être exposés à la présence d'un élément perturbateur supplémentaire pouvant être source de perte d'équilibre et de chute. Une charge attentionnelle à la marche moins élevée implique une capacité à concentrer les ressources attentionnelles sur la tâche de marche et de maintien de l'équilibre pour compenser la perturbation additionnelle, ce qui peut permettre d'éviter les chutes et donc leurs conséquences. Cela implique une notion de « réserve attentionnelle » pouvant être mobilisée en cas de perturbation brutale du schéma de marche, afin de limiter le risque de chute. Dans le cas des patients ayant subi un AVC, cette réserve est quasi-inexistante à la phase initiale et il est possible de considérer qu'ils sont en permanence exposés à des perturbations nécessitant une mobilisation de ces ressources attentionnelles (avec un état de stress physiologique permanent induit par la marche).

De plus, l'utilisation des orthèses de type AFO entraînerait une diminution de la variabilité des pas, qui pourrait rendre plus simple l'anticipation des conséquences des mouvements (par exemple pour ce qui est de l'équilibre nécessaire, des contractions entre les groupes musculaires agonistes et antagonistes), ainsi qu'une automatisation progressive de la fonction de marche. Chaque nouveau pas ne serait donc pas vécu comme une situation de déséquilibre par le système nerveux central et, les pas étant plus similaires les uns aux autres, une intégration centrale du schéma de marche rendrait automatique l'activation nécessaire des différentes aires corticales, avec une moindre nécessité d'ajustement par les aires préfrontales (et donc moins de ressources seraient nécessaires sur le plan attentionnel).

L'objectif de ce travail de thèse est donc de répondre aux deux questions suivantes :



- I. Quel est l'état actuel des connaissances concernant les modifications induites par la mise en place d'un appareillage aux membres inférieurs (notamment d'un releveur de pied) sur la charge attentionnelle à la marche ?
- II. La compensation des déficiences par la mise en place d'une orthèse releveur de pied permet-elle de diminuer cette charge attentionnelle à la marche dans les suites d'un accident vasculaire cérébral ?

### **1.10. Travail de revue de la littérature**

Dans le but de répondre à ce questionnement, une étude de la littérature est nécessaire afin de faire un état des lieux de la science sur ce sujet et de comprendre comment étudier l'influence des orthèses releveurs de pied sur la charge attentionnelle à la marche.

La question de recherche devant cibler l'influence des appareillages des membres inférieurs sur la charge attentionnelle à la marche chez les patients ayant subi un accident vasculaire cérébral.

Comme vu précédemment, cette charge attentionnelle à la marche pourra être évaluée soit par des examens complémentaires fonctionnels en condition de marche, soit par l'étude de l'impact de la double-tâche sur les paramètres de marche et les performances lors d'évaluations cognitives.

## Matériel et Méthodes

---

### 2.1. Scoping Revue

Au vu du faible nombre d'études s'intéressant à l'influence de l'appareillage sur la charge attentionnelle à la marche chez des patients ayant présenté un accident vasculaire cérébral, le choix s'est porté sur une scoping review.

Une scoping review (ou « revue de cadrage ») est une méthode de recherche systématique qui vise à cartographier l'étendue de la littérature disponible sur un sujet particulier. Contrairement à une revue systématique classique qui cherche à répondre à une question de recherche spécifique, une scoping review vise plutôt à identifier les principales sources, les types de preuves disponibles et les lacunes dans la littérature sur un sujet donné.

Ce schéma d'étude est moins exhaustif que celui de la revue systématique mais permet – en respectant un certain nombre de règles – de faire un état des lieux de la science sur un sujet. En effet, l'objectif principal d'une scoping review est de fournir une vue d'ensemble étendue et inclusive du domaine d'intérêt, en identifiant les concepts clés, les théories, les sources de données et les tendances de recherche existantes. Elle peut être particulièrement utile lorsque le sujet est vaste, peu étudié ou complexe.

Le processus d'une scoping review comprend généralement les étapes suivantes (317) :

1. **Formulation de la question de recherche** : Déterminer le champ d'intérêt spécifique de la revue et les objectifs de recherche.
2. **Sélection des critères d'inclusion et d'exclusion** : Établir des critères clairs pour sélectionner les études pertinentes à inclure dans la revue.
3. **Recherche bibliographique** : Effectuer une recherche systématique de la littérature à l'aide de bases de données appropriées et d'autres sources pertinentes.
4. **Sélection des études** : Examiner les titres, les résumés et le contenu complet des études identifiées pour décider de leur inclusion ou de leur exclusion.
5. **Extraction et analyse des données** : Extraire les informations clés des études incluses et les analyser pour identifier les thèmes, les tendances et les lacunes.
6. **Rapport des résultats** : Présenter les résultats de manière claire et concise, en fournissant une vue d'ensemble de la littérature identifiée et des principales conclusions.

En résumé, une scoping review permet d'explorer et de synthétiser un large éventail de travaux de recherche sur un sujet spécifique, offrant ainsi une vue d'ensemble approfondie de celui-ci et identifiant les domaines nécessitant des recherches supplémentaires. Il s'agit notamment de la méthodologie de choix lorsque le domaine d'étude est vaste et ne contient pourtant que peu de travaux, afin de faire un état des lieux des connaissances sur un sujet.

### **2.1.1. PRISMA Guidelines**

Afin d'encadrer la rédaction des revues systématisées et des revues de cadrage, il existe des recommandations (les « PRISMA guidelines »), avec des check-lists permettant de ne pas oublier d'élément clé. **Annexe 1**.

### **2.1.2. Critères d'inclusion des études**

Les études étaient d'abord analysées sur les titres et abstracts, puis – en cas de sélection – sur les textes entiers.

Elles étaient retenues pour analyse finale si l'ensemble des points suivants étaient présents :

- Population comprenant essentiellement des patients ayant présenté un accident vasculaire cérébral (quelle que soit la date de survenue et l'ancienneté de l'AVC).
- Étude de la marche.
- Étude des fonctions supérieures (notamment de la double-tache cognitive ou de l'activation des aires corticales préfrontales).
- Mise en place d'un appareillage pour le(s) membre(s) inférieur(s) (qu'il s'agisse d'une orthèse de membre inférieur ou d'un exosquelette).

## **2.2. Élargissement des critères d'inclusion**

Initialement, les seuls appareillages considérés étaient les AFO (puisqu'elles constituent la majeure partie de ceux prescrits dans le cadre d'un AVC). Cependant, devant le faible nombre d'études retenues (une seule étude portant sur la mise en place de chaussures orthopédiques avec lame postérieure agissant comme un système releveur de pied), les critères d'inclusion ont été révisés afin d'ajouter l'ensemble des appareillages de membres inférieurs pouvant être prescrits, y compris les exosquelettes (avec pour idée que certaines orthèses seraient référencées comme des exosquelettes, ce qui n'a pas été le cas).

Toutefois, les exosquelettes utilisés dans les études répondant aux critères d'inclusion étaient utilisés comme des systèmes de rééducation et non comme des appareillages susceptibles d'être portés quotidiennement par les patients. Le choix a été de les inclure dans l'analyse étant donné le faible nombre d'études au total et l'intérêt de pouvoir interpréter les résultats concernant la charge attentionnelle ou ses équivalents. En cela, il est compréhensible que peu d'études s'intéressaient à l'effet à long terme des exosquelettes.

### **2.2.1. Critères d'exclusion des études**

N'étaient pas retenues les études ne répondant pas à l'ensemble des critères ci-dessus, notamment celles où la population ne comprenait pas d'accident vasculaire cérébral, où la marche n'était pas la fonction étudiée (nombreuses études s'intéressant à la fonction du membre supérieur en post-AVC), où il n'y avait pas d'appareillage mis en place (ou d'intervention équivalente) et où la tâche cognitive (ou plus largement les fonctions supérieures) n'était pas étudiée simultanément à la marche.

Enfin, l'ensemble des études étaient susceptibles d'être analysées à l'exception des revues de littérature, méta-analyses et cas cliniques.

### 2.2.2. Phrase de recherche

Une phrase de recherche a été définie, afin de réaliser un travail de recherche large et ciblé, basée sur le modèle PICO :

- Population : Patients présentant une hémiplegie ou hémiparésie post-AVC.
- Intervention : Mise en place d'un appareillage ou d'un exosquelette.
- Comparaison : Marche (notamment les paramètres spatio-temporels).
- Outcome (Critère de jugement principal) : Quantifier la charge attentionnelle à la marche, ainsi que tout ce qui peut constituer des marqueurs de celle-ci, par l'étude de la double tâche cognitive, par des tests cognitifs cliniques et par l'étude fonctionnelle de l'activation cérébrale – par résonance magnétique, électro-encéphalographie, spectrophotométrie ou d'autres techniques de neuro-imagerie.

La phrase de recherche retenue a donc été :

*((hemipleg\*[MeSH Terms]) OR (hemipleg\*) OR (hemiparesis) OR (hemiparetic) OR (stroke) OR (stroke[MeSH Terms])) AND ((double task) OR (dual task) OR (walking stroop carpet) OR (cognitive task) OR (neuropsychological test) OR (neuropsychological test[MeSH Terms]) OR (n-back) OR (attentional load) OR (eeg) OR (electroencephalogra\*) OR (fnirs) OR (nirs) OR (spectrophotometry[MeSH Terms]) OR (spectrophotometry) OR (spectroscopy) OR (spectroscopy, near infrared[MeSH Terms]) OR (near-infrared spectrometry) OR (infrared spectrometry) OR (spectrometry) OR (neuroimaging[MeSH Terms]) OR (neuroimaging) OR (prefrontal cortex[MeSH Terms]) OR (prefrontal cortex) OR (dual task questionnaire) OR (kettle test) OR (walking trail-making test) OR (test of attentional performance) OR (Paced Auditory Serial Addition Test)) AND ((afo) OR (foot lifter) OR (ankle-foot orthosis) OR (orthosis) OR (foot orthoses) OR (foot orthoses[MeSH Terms]) OR (chignon orthosis) OR (orthotic devices[MeSH Terms]) OR (orthotic devices) OR (robot) OR (robotics[MeSH Terms]) OR (robotics) OR (exoskeleton device[MeSH Terms]) OR (exoskeleton) OR (assisted device) OR (self-help devices[MeSH Terms]) OR (walking[MeSH Terms]) OR (walking) OR (walking speed[MeSH Terms]) OR (mobility limitation[MeSH Terms]) OR (gait[MeSH Terms]) OR (gait) OR (gait analysis[MeSH Terms]) OR (gait disorders, neurologic[MeSH Terms]) OR (self-help devices) OR (walking) OR (walking speed) OR (mobility limitation) OR (gait) OR (gait analysis) OR (gait disorders, neurologic))*

### 2.2.3. Bases de données interrogées

Le recueil des articles a été réalisé entre le 2 novembre 2022 et le 8 mai 2023, en éliminant les revues systématisées, méta-analyses et cas cliniques, sans limitation quant à la date de rédaction ou de publication des articles.

### **2.2.3.1. PubMed**

La recherche au 8 mai 2023 mettait en évidence 1823 articles, dont seulement 204 ont été retenus pour analyse – après élimination des revues systématisées, méta-analyses et cas cliniques.

### **2.2.3.2. Google Scholar**

La recherche au 8 mai 2023 mettait en évidence 16 références qui n'étaient pas des revues systématisées, des méta-analyses ou des cas cliniques et ont donc toutes été retenues.

### **2.2.3.3. Autres bases de données interrogées**

D'autres bases de données (littérature grise ou Cochrane) ont été interrogées avec la même phrase de recherche, sans article retenu (absence de référence ou principalement des revues). Les bases de données ayant permis d'extraire des références figurent dans le flow chart ci-après.

## **2.3. Extraction des informations**

Pour chacun des articles retenu, les données recueillies comprenaient :

- Le titre, le premier auteur, l'année et le pays.
- Le type d'étude.
- L'objectif de l'étude.
- La population d'intérêt et les principales caractéristiques (notamment en termes de niveau d'autonomie).
- L'âge moyen et le délai depuis l'AVC.
- Le critère d'évaluation de la charge attentionnelle.
- La méthode d'évaluation de la tâche motrice (de marche).
- L'appareillage mis en place.
- La durée d'évaluation et de port de l'appareillage (avec donc une évaluation immédiate ou retardée de l'effet de celui-ci).
- Les résultats de l'étude, avec des données chiffrées pour les études où celles-ci sont disponibles.

## Résultats

---

### 3.1. Diagramme de flux (flow chart)

L'inclusion des articles a été réalisée du 2 novembre 2022 au 8 mai 2023 (soit 6 mois).

Sur l'ensemble des 3335 articles récupérés, 220 articles ont été sélectionnés sur les titres et abstracts (le restant étant des revues de littérature, des méta-analyses ou de la littérature grise ne correspondant pas à la phrase de recherche après lecture globale) ; 29 articles ont été retenus, avec 3 articles supplémentaires récupérés de la bibliographie d'une revue systématique de la littérature sur un sujet similaire (318). Sur ces 32 références, 5 articles ont été retenus pour analyse après étude des textes complets.

Parmi les motifs d'exclusion des 27 articles sur analyse des textes complets :

- 2 références ont été exclues en raison d'une absence de texte récupérable (319,320).
- 1 référence a été exclue en raison d'un texte incomplet (abstract détaillé uniquement) ne permettant pas de récupérer des données suffisantes pour analyse (321).
- 1 référence a été exclue en raison de la disponibilité de l'article en russe uniquement (l'abstract étant disponible en anglais) (322).
- 1 référence a été exclue en raison d'une absence de comparaison basée sur l'appareillage (l'ensemble des sujets participants étaient appareillés par exosquelette, l'intervention étant en réalité l'utilisation concomitante d'un casque de réalité virtuelle) (203).
- 20 références ont été exclues en raison de l'absence d'appareillage étudié (36,113,155,161,204,229,248,254,255,261,307,323–331).
- 2 références ont été exclues en raison de l'absence d'évaluation cognitive réalisée (que ce soit en double tâche cognitive ou en analyse du cortex préfrontal) (274,285).

L'ensemble du screening est résumé dans la [Figure 1](#) (ci-après) :

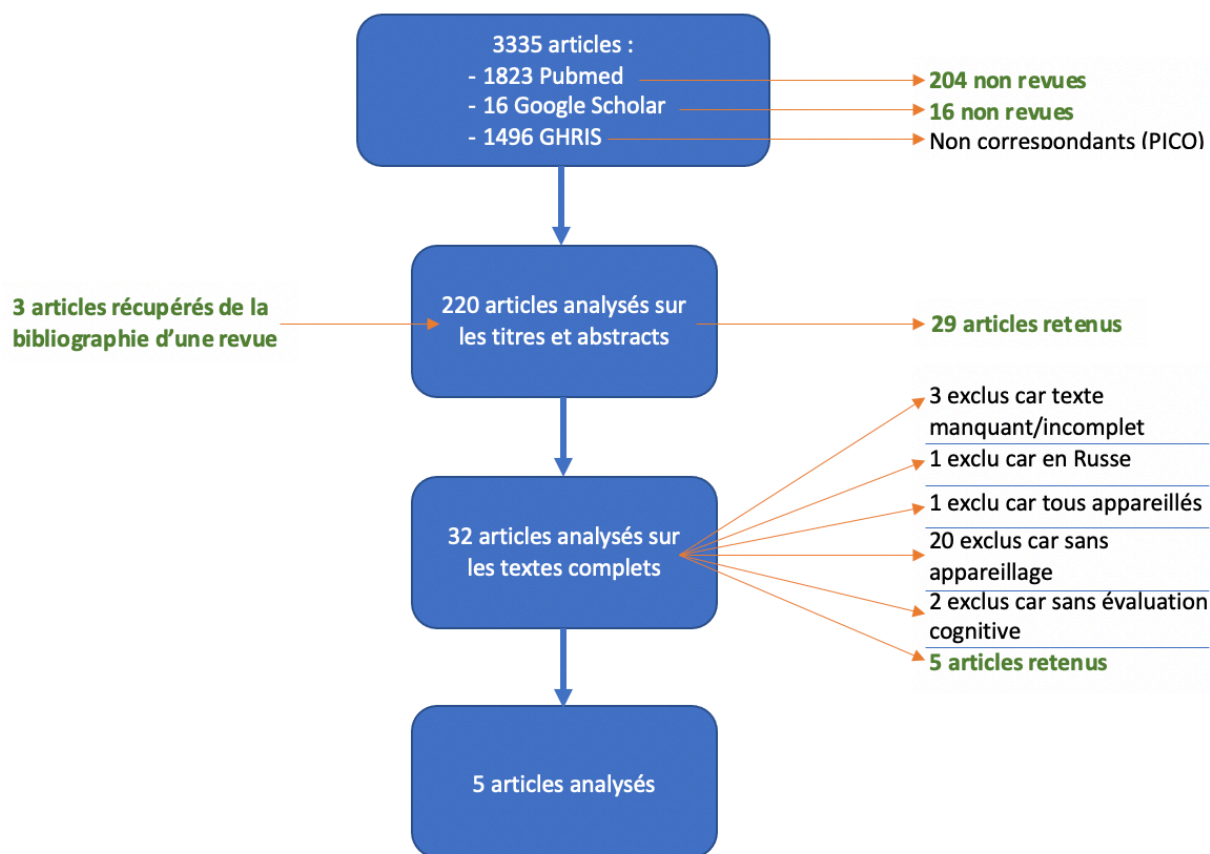


Figure 8 : Diagramme de flux de la revue de cadrage réalisée

### 3.2. Caractéristiques des articles retenus (tables 1 & 2)

Pour chaque étude analysée, le score PEDro a été calculé afin d’apprécier la qualité méthodologique des différents articles (cf. **Annexe 2**).

L’échelle PEDro est l’un des outils les plus couramment utilisés pour évaluer la qualité méthodologique des articles dans les revues systématisées dans le domaine de la rééducation. Ce score, étant validé dans la littérature (332), a été retenu pour évaluer la qualité de chaque article de cette étude, permettant d’avoir une évaluation de la validité interne (interprétabilité des résultats) ainsi que de la validité externe (applicabilité des résultats).

En effet, cette échelle, basée sur la liste Delphi, a pour objectif d’aider l’utilisateur à rapidement identifier les essais cliniques de forte valeur méthodologique – c’est-à-dire les essais contrôlés randomisés et les essais cliniques contrôlés sans précision. Ces études sont susceptibles d’avoir une bonne validité interne (critères 2 à 9) et peuvent avoir suffisamment d’informations statistiques pour rendre leurs résultats interprétables (critères 10 à 11). Le critère 1 est relatif à la validité externe – la « généralisabilité » ou « l’applicabilité » de l’essai.

Tableau 1 : Caractéristiques des articles retenus pour analyse

*Par soucis de lisibilité, tableau 1 séparé en 5 tableaux (un pour chaque article).*

<b>Titre ; Premier Auteur ; Année ; Pays</b>	<b>Type d'Etude</b>	<b>Objectifs</b>	<b>Population/ Autonomie</b>	<b>Age (moy ± SD) ; Délai depuis AVC</b>	<b>PEDro score</b>
The effects of high custom made shoes on gait characteristics and patient satisfaction in hemiplegic gait ; <u>Martine M. Eckhardt</u> ; 2011 ; Pays-Bas	Transversal ; Chaque patient est son contrôle ; Randomisé sur l'ordre de port des chaussures (50% et 50%)	Comparer la marche avec une chaussure orthopédique haute et celle avec une chaussure de série chez les patients ayant subi un AVC, sur les plans de la mobilité et des paramètres spatio-temporels de la marche ; caractériser l'effet de la double tâche verbale sur la marche ; évaluer la satisfaction des patients vis-à-vis de leur marche	19 patients ayant subi un AVC ; MAS ≥ 1 ; Motricity index 28-83	55 ans (SD 10 ans) ; 3,6 mois (SD 1,4 mois)	5/10
<b>Evaluation de la charge attentionnelle</b>	<b>Tâche motrice</b>	<b>Appareillage</b>	<b>Durée/Effet</b>	<b>Résultats</b>	
Double-tâche cognitive (Stroop test)	Marche (laboratoire d'analyse de marche, marqueurs SIMI Reality Motion System) ; Timed Up and Go test	Port d'une chaussure orthopédique ou de série	1 séance ; Effet immédiat	Amélioration des paramètres spatio-temporels par le port de chaussure orthopédique (exemple Timed Up and Go passant de 47,2 à 38,4 s), sans effet mis en évidence sur la double-tâche (la différence semblant être plus liée à la correction ou non par la chaussure orthopédique, avec $p < 0,05$ ) sur une seule session	

The effects of high custom made shoes on gait characteristics and patient satisfaction in hemiplegic gait (333)

*A noter que l'ensemble des chaussures avaient une lame postérieure en carbone agissant comme un système releveur de pied.*



<b>Titre ; Premier Auteur ; Année ; Pays</b>	<b>Type d'Etude</b>	<b>Objectifs</b>	<b>Population/ Autonomie</b>	<b>Age (moy ± SD) ; Délai depuis AVC</b>	<b>PE德罗 score</b>
Shaping neuroplasticity by using powered exoskeletons in patients with stroke : a randomized clinical trial ; <u>Rocco Salvatore Calabro</u> ; 2018 ; Italie	Essai Clinique	Evaluer l'utilité d'Ekso pour l'amélioration de la marche chez des patients ayant subi un AVC à la phase chronique par rapport à la rééducation conventionnelle ; Evaluer les mécanismes neurophysiologiques par lesquels Ekso pourrait améliorer la marche en phase chronique après un AVC	40 patients, premier AVC ischémique supra-tentorial ; FAC ≤ 4 ; MAS ≤ 2 ; 1 à 5 comorbidités dans les 2 groupes	61-73 ans ; > 6 mois après un AVC (jusqu'à 14 mois)	
<b>Evaluation de la charge attentionnelle</b>	<b>Tâche motrice</b>	<b>Appareillage</b>	<b>Durée/Effet</b>	<b>Résultats</b>	7/10
Fronto-Parietal Effective Connectivity/ Cortico-Spinal Excitability/ Sensory-Motor Integration amplitude	Marche et équilibre au niveau du membre inférieur (test de marche sur 10 mètres, Rivermead Mobility Index, Timed Up and Go test), qualité globale de marche, activation musculaire au niveau de la hanche et du genou	Ekso (exosquelette) ; Moteurs placés au niveau des hanches et genoux, chevilles mobiles passivement, plaques sous les pieds et sac à dos avec ceinture abdominale, contenant un ordinateur et une batterie	8 semaines ; Effet retardé (prenant compte du temps de port)	Franche amélioration de la FPEC (connectivité effective fronto-pariétale, mesurée par EEG) ; Amélioration plus importante que la rééducation conventionnelle à la marche au niveau de la vitesse de marche, de l'équilibre, de la coordination et de la performance	

Shaping neuroplasticity by using powered exoskeletons in patients with stroke: a randomized clinical trial (301)

<b>Titre ; Premier Auteur ; Année ; Pays</b>	<b>Type d'Etude</b>	<b>Objectifs</b>	<b>Population/ Autonomie</b>	<b>Age (moy ± SD) ; Délai depuis AVC</b>	<b>PE德罗 score</b>
Exoskeleton-assisted gait in chronic stroke: An EMG and functional near-infrared spectroscopy study of muscle activation patterns and prefrontal cortex activity ; <u>Pietro Caliendo</u> ; 2020 ; Italie	Transversal (sans randomisation)	Evaluer si EksoTM induit un mécanisme attention-dépendant agissant sur le métabolisme du cortex préfrontal à la marche chez des patients ayant subi un AVC et des sujets sains ; Décrire la relation entre l'activation musculaire induite par la marche et l'activité du cortex préfrontal chez des patients ayant subi un AVC	22 patients ayant subi un AVC et 15 sujets sains (apparié sur l'âge et le genre) ; FAC entre 3 et 5 (sauf un patient avec FAC à 1)	47-74 ans ; 1-11 ans	4/10
<b>Evaluation de la charge attentionnelle</b>	<b>Tâche motrice</b>	<b>Appareillage</b>	<b>Durée/Effet</b>	<b>Résultats</b>	
Activité du cortex pré-frontal (fNIRS)	Marche ; Etude de l'activation musculaire (EMG de surface)	Ekso (exosquelette) ; Cf. supra (Setting : ProStep PlusTM avec assistance maximale bilatérale)	1 séance ; Effet immédiat	Activation du cortex préfrontal à la marche, d'autant plus importante lors de l'utilisation de l'Ekso chez les patients ayant subi un AVC ; L'hypoactivation musculaire et la co-activation du membre sain sont associés à un haut niveau d'activité métabolique préfrontale	

Exoskeleton-assisted gait in chronic stroke: An EMG and functional near-infrared spectroscopy study of muscle activation patterns and prefrontal cortex activity (306)

<b>Titre ; Premier Auteur ; Année ; Pays</b>	<b>Type d'Etude</b>	<b>Objectifs</b>	<b>Population/ Autonomie</b>	<b>Age (moy ± SD) ; Délai depuis AVC</b>	<b>PEDro score</b>
Wearable hip-assist robot modulates cortical activation during gait in stroke patients: a functional near-infrared spectroscopy study ; <u>Su-Hyun Lee</u> ; 2020 ; Corée	Essai Clinique en cross-over	Préciser comment le "wearable hip-assist robot" (robot portable avec assistance coxale) permet de moduler l'activation corticale à la marche chez des patients ayant subi un AVC	22 patients ayant subi un AVC ; FAC moyenne à 4,2 ; BBS moyenne à 38,5	61,74 ± 6,93 ans ; 36,67 ± 26,61 mois	
<b>Evaluation de la charge attentionnelle</b>	<b>Tâche motrice</b>	<b>Appareillage</b>	<b>Durée/Effet</b>	<b>Résultats</b>	
Changement dans l'oxyhémoglobine (fNIRS) au niveau du SMC (cortex sensori-moteur), du PMC (cortex pré-moteur), de la SMA (aire motrice supplémentaire) et du PFC (cortex préfrontal)	Marche	GEMS-H (Gait Enhancing and Motivating System - Hip) ; Batterie en lombaire avec ceinture abdomino-lombaire basse, moteur au niveau des hanches et attache distale au dessus des genoux	3 mois ; Effet retardé (prenant compte du temps de port)	La marche avec le GEMS-H permet une activation symétrique du cortex sensori-moteur, avec plus d'activation dans l'hémisphère atteint qu'en l'absence de GEMS-H ; GEMS-H a aussi permis une diminution de la concentration en oxyhémoglobine en phase tardive au niveau du cortex sensori-moteur ipsilatéral et des aires motrices supplémentaires bilatérales (p < 0,05) ; Les résultats sont similaires pour les aires pré-frontales (p < 0,05)	7/10

Wearable hip-assist robot modulates cortical activation during gait in stroke patients: a functional near-infrared spectroscopy study (4)

*Ces résultats suggèrent une possible activation de mécanismes de compensation du fait d'une perte de l'automatisme de la marche et de l'atteinte des fonctions supérieures intervenant dans les processus de régulation de la marche.*

<b>Titre ; Premier Auteur ; Année ; Pays</b>	<b>Type d'Etude</b>	<b>Objectifs</b>	<b>Population/ Autonomie</b>	<b>Age (moy ± SD) ; Délai depuis AVC</b>	<b>PEDro score</b>
Brain Connectivity Modulation After Exoskeleton- Assisted Gait in Chronic Hemiplegic Stroke Survivors A Pilot Study ; <u>Franco Molteni</u> ; 2020 ; Italie	Essai Clinique en cross-over	Identifier les possibles changements (du fait de la plasticité au niveau des connexions) induits par une seule session de marche assistée par exosquelette chez des patients ayant subi un AVC	12 patients ayant subi un AVC (9 analysés car 1 non compliant et 2 avec trop d'artefacts) ; FAC 2 ou 3	26-75 ans ; 7-127 mois	4/10
<b>Evaluation de la charge attentionnelle</b>	<b>Tâche motrice</b>	<b>Appareillage</b>	<b>Durée/Effet</b>	<b>Résultats</b>	
Modifications de l'activité cérébrale oscillatoire et des réseaux cérébraux après une marche robot- assistée	Marche	EksoGT (exosquelette) ; Cf. supra	1 séance ; Effet immédiat	Concernant les aires pré- frontales, on retrouve une majoration de l'activité EEG de celles-ci après marche avec et sans exosquelette, avec une probable activation plus importante avec l'exosquelette ; Une seule séance d'entraînement avec exosquelette entraîne une modulation neuroplastique à court terme chez des patients ayant subi un AVC à la phase chronique ; Chez les patients ayant une lésion de l'hémisphère non dominant, l'entraînement avec exosquelette induit des activations similaires à celles observées chez les sujets sains, suggérant un rôle de la latéralisation de la lésion sur la réorganisation des réseaux corticaux	

### Brain Connectivity Modulation After Exoskeleton-Assisted Gait in Chronic Hemiplegic Stroke Survivors: A Pilot Study (5)

Il est intéressant de noter la notion de latéralisation de la lésion soulevée par cette dernière étude.

Tableau 2 : Résumé des caractéristiques des articles retenus

Premier auteur	Eckhardt et al.	Calabro et al.	Caliandro et al.	Lee et al.	Molteni et al.
Année	2011	2018	2020	2020	2020
Type d'étude	Transversal ; Cross-over	Essai clinique randomisé	Transversal	Essai clinique en cross-over	Essai clinique en cross-over
Nombre de patients	19	40	22	22	9 (12 initialement)
FAC	Non connue	≤ 4	3 à 5 (sauf un cas à 1)	4,2	2 ou 3
Age moyen	55 ans (SD 10 ans)	61-73 ans	47-74 ans	61,74 ± 6,93 ans	26-75 ans
Délai depuis AVC	3,6 mois (SD 1,4 mois)	6 à 14 mois	1 à 11 ans	36,67 ± 26,61 mois	7-127 mois
Appareillage	Chaussure orthopédique	Ekso (exosquelette)	Ekso (exosquelette)	GEMS-H (exosquelette)	Ekso (exosquelette)
Evaluation cognitive	Stroop test	FPEC (EEG)	CPF (fNIRS)	CPF (fNIRS)	Réseaux cérébraux (EEG)
Durée	1 session	8 semaines	1 séance	3 mois	1 séance
Effet	Immédiat	Retardé	Immédiat	Retardé	Immédiat
Résultat	Pas d'effet sur la double-tâche mis en évidence <i>Amélioration à la marche (TUG, vitesse, longueur et largeur de pas)</i>	Amélioration FPEC <i>Amélioration à la marche (vitesse, équilibre, coordination)</i>	Activation plus importante CPF <i>Hypoactivation membre lésé (EMG)</i> <i>Co-activation membre sain (EMG)</i>	Diminution concentration en oxyhémoglobine au CPF en phase tardive <i>Pas de conclusion sur la tâche motrice</i>	Majoration de l'activité EEG des aires préfrontales (probablement plus importante après Ekso) <i>Pas de conclusion sur la tâche motrice</i>

### 3.3. Tendances dans la littérature

La première étude ne met donc pas en évidence d'impact de l'appareillage sur la double-tâche cognitive sur une seule séance.

La seconde étude met en évidence une plus importante connectivité effective fronto-pariétale (pouvant par corrélation anatomo-physiologique induire de meilleures performances attentionnelles à la marche). Avec un score PEDro plutôt élevé, soulignant une bonne qualité méthodologique.

La troisième étude met en évidence une activation plus importante du cortex préfrontal à la marche chez les patients utilisant un exosquelette, lors de la première séance.

La quatrième étude met également en évidence une activation plus importante des aires préfrontales chez les patients utilisant un exosquelette, avec une consommation en oxygène plus importante qui tend à diminuer avec le temps, signifiant une tendance à la moindre activation à distance de la mise en place de l'appareillage. Avec un score PEDro plutôt élevé, soulignant une bonne qualité méthodologique.

Enfin, la cinquième étude ne montre pas de réelle implication des exosquelettes – sur une seule séance – sur l'activité électroencéphalographique des aires préfrontales (majorée pour l'ensemble des patients).

## Discussion

---

### 4.1. Absence de données sur les AFO

Il n'y a donc que peu d'études sur le sujet de l'influence cognitive des appareillages à la marche et ces études s'intéressent essentiellement aux exosquelettes ou à l'appareillage par chaussage orthopédique – aucune étude ne comprenait l'évaluation de l'impact d'une vraie AFO.

Cette revue de littérature montre le caractère restreint des recherches dans ce domaine d'étude. Les références ne s'intéressant pas au bon champ d'appareillage, puisque l'objectif initial était une étude sur les releveurs de pied.

Cependant, les orthèses les plus utilisées au quotidien dans le cadre de la prise en charge des patients hémiparétiques et hémiparétiques après un AVC sont les releveurs de pied (AFO).

Il apparaît légitime de vouloir recueillir des données sur ces appareillages et leur impact sur la charge attentionnelle à la marche.

### 4.2. Synthèse de la revue de littérature

Comme cela a été défini en introduction de ce travail, une activation des aires préfrontales est synonyme d'une moins grande disponibilité attentionnelle pour d'autres tâches que la marche (par augmentation de la charge attentionnelle à la marche).

Cependant, l'absence de données chiffrées dans les études retenues pour cette revue et l'hétérogénéité des appareillages et méthodes d'étude de la charge attentionnelle à la marche ne permettent pas d'extraire une tendance statistique factuelle ou de réaliser une méta-analyse.

Dans les études ayant mis en avant une potentielle implication de l'appareillage sur la charge attentionnelle à la marche, deux avaient un schéma permettant une évaluation à distance de la mise en place de l'appareillage et une ne s'intéressait qu'à l'effet immédiat de celui-ci.

En somme, trois études semblent mettre en lumière un impact de l'appareillage sur l'activité des aires préfrontales et, par extrapolation, un éventuel effet sur la charge attentionnelle à la marche. En revanche, deux études n'ont pas réellement montré de retentissement des appareillages sur l'activité préfrontale et les performances cognitives.

Deux de ces trois études objectivaient une activité préfrontale plus importante lors de la séance au cours de laquelle l'exosquelette avait été mis en place. Cela peut être lié à une perturbation du schéma habituel de marche pour le patient, avec nécessité de modulation et d'intégration de celui-ci. Les ressources cognitives sont donc mobilisées de façon à la fois volontaire et inconsciente.

La troisième étude démontrait une diminution de la concentration en oxyhémoglobine au niveau du cortex préfrontal en phase tardive, suggérant une diminution de la charge attentionnelle à la marche après trois mois d'utilisation de l'exosquelette. Il semble donc qu'une

intervention assez similaire à la mise en place d'un appareillage de membre inférieur puisse diminuer la charge attentionnelle lors de la marche.

Par ailleurs, une étude montrait une majoration de la connectivité fronto-pariétale au bout de huit semaines d'entraînement avec exosquelette. Cela pourrait être lié à une hyperactivation de ces connexions du fait d'une majoration de la modulation préfrontale de la marche lors de la phase d'apprentissage de l'utilisation de l'exosquelette. Cependant, il n'est pas possible de conclure quant à une diminution de la charge attentionnelle à la phase tardive, bien que ces connexions pourraient faciliter la communication entre les aires préfrontales et les aires motrices et donc diminuer l'engagement préfrontal nécessaire pour la modulation de la marche.

Il apparaît enfin que les études n'ayant pas mis en évidence d'effet sur la charge attentionnelle à la marche (ou ses équivalents en termes d'activité corticale et de performances cognitives) n'ont été réalisées que sur une seule session. Or, dans le domaine de l'appareillage, il est essentiel de prendre en compte les phénomènes d'habituation et d'apprentissage.

L'habituation consiste au fait qu'il faille un certain temps d'adaptation à l'appareillage avant de pouvoir juger de façon reproductible son effet et sa tolérance (*en psychologie, il s'agit de la « **disparition progressive de la réponse à un stimulus répété régulièrement sans changement** » d'après le dictionnaire Le Robert*).

L'apprentissage (« **modifications durables du comportement d'un sujet grâce à des expériences répétées** » d'après le dictionnaire Le Robert) correspond à la courbe de progression qu'un patient présentera devant tout changement de ses habitudes (notamment en cas d'ajout d'un appareillage qu'il convient de savoir utiliser, comme un exosquelette, ou en cas de modification des appuis, comme cela a pu être le cas dans l'étude sur les chaussures orthopédiques).

Il reste à discuter le fait que la charge attentionnelle puisse être augmentée immédiatement après la mise en place d'un appareillage du fait des modifications environnementales induites qui peuvent perturber l'équilibre de marche (bien souvent précaire) trouvé par le patient. La tendance est ensuite à la diminution des ressources attentionnelles mises en jeu du fait, notamment, de l'habituation.

Ces résultats sont à nuancer compte tenu du faible nombre d'études et du manque de diversité des appareillages testés (essentiellement des exosquelettes, ne représentant pas la majorité des appareillages utilisés en pratique clinique). De plus, la diversité des outils d'évaluation employés et le manque de standardisation des méthodes rendent l'interprétation des résultats difficile.

Il est donc compliqué de conclure à une méthode fiable d'évaluation de la charge attentionnelle après mise en place d'un appareillage, ce qui suggère la nécessité de réaliser une étude clinique afin d'identifier un protocole d'évaluation reproductible et dont la fiabilité aura été éprouvée.

### 4.3. Intérêt d'établir un protocole standardisé

Une évaluation clinique sur quelques cas semble donc judicieuse pour évaluer l'impact des releveurs sur la charge attentionnelle à la marche.

La population d'intérêt correspondrait aux patients ayant subi un AVC et présentant un déficit des releveurs, avec une indication à la mise en place d'une AFO.

L'objectif serait d'évaluer l'impact de l'AFO sur l'activation corticale préfrontale et les capacités cognitives et motrices en double-tâche, en induisant une interférence cognitivo-motrice, permettant de traduire la charge attentionnelle à la marche.

Le critère de jugement principal consisterait en une évaluation de la charge attentionnelle lors de la marche en utilisant les méthodes évoquées auparavant (avec mesure des paramètres spatio-temporels). Il semble intéressant d'envisager un système de mesure de l'activation des aires préfrontales lors de la marche (tel que la fNIRS), d'évaluer de façon concomitante les capacités attentionnelles par un test cognitif clinique (comme le n-back) et de mesurer les variations des paramètres spatio-temporels à la marche sur un tapis (type GAITRite®).

En effet, une variation des paramètres spatio-temporels lors de la double tâche cognitivo-motrice mettrait en évidence un impact de la tâche cognitive sur la tâche motrice. On observerait ainsi potentiellement une diminution de la vitesse de marche, une majoration de la variabilité des pas et une diminution de la longueur des pas en cas de saturation de la capacité d'adaptation aux difficultés environnementales et secondaires à l'état de santé du patient. Une amélioration de ces paramètres après mise en place de l'orthèse traduirait une libération par celle-ci des capacités attentionnelles et donc une diminution de la charge attentionnelle à la marche.

De meilleures performances au test cognitif (n-back) après mise en place de l'appareillage correspondrait à une meilleure disponibilité cognitive pour des tâches autres que la marche.

En cas de diminution concomitante de l'activité corticale préfrontale, un impact de celle-ci dans les processus de régulation de la marche sera à envisager, montrant ainsi une optimisation de la mise en jeu de ces aires grâce à l'orthèse.

Enfin, cette évaluation pourra permettre l'établissement d'un protocole d'étude standardisé à plus grande échelle, en cas de faisabilité et de résultats semblant concorder avec la littérature (à l'image d'une étude pilote de faisabilité permettant d'obtenir une tendance statistique sans puissance suffisante pour pouvoir tirer une conclusion significative).



## Conclusion

---

Le travail de revue réalisé a permis de mettre en évidence le faible nombre d'études portant sur l'impact de l'appareillage sur la charge attentionnelle à la marche chez des patients ayant subi un accident vasculaire cérébral. Il s'agit en effet d'un sujet assez récent et peu exploré qu'il apparaît intéressant d'étudier.

La mise en place d'un appareillage semble exercer une influence sur les connexions centrales et l'activation des aires cérébrales préfrontales lors de la marche, ce qui suggère une influence sur la charge attentionnelle à la marche chez des patients ayant subi un AVC.

Cependant, les évaluations réalisées dans la littérature ayant été recueillies dans ce travail de revue ne s'intéressaient qu'aux exosquelettes et aux chaussures orthopédiques, qui ne sont pas les appareillages les plus fréquemment utilisés dans le cadre de ces prises en charge.

Il apparaît donc indispensable de faire une nouvelle évaluation sur les releveurs de pied (AFO) afin d'apprécier, d'évaluer et de quantifier l'impact de ces dispositifs.

Une évaluation clinique sur quelques cas a donc été envisagée afin de pouvoir en extraire une tendance statistique et envisager l'établissement d'un protocole d'étude standardisé.

# Partie 2 : Evaluation Clinique

---

## Introduction

---

Devant l'absence de données sur l'influence des AFO sur la charge attentionnelle à la marche post-AVC dans la littérature scientifique, il semble judicieux de réaliser une évaluation de celle-ci.

La mise en place de releveurs relevant de la pratique courante, l'évaluation envisagée peut se faire sans modifier les soins courants.

L'intérêt de ce travail est de pouvoir repérer les éléments à améliorer afin d'étudier à plus grande échelle l'influence des releveurs sur la charge attentionnelle à la marche dans les suites d'un AVC.

### 6.1. Évaluation clinique de faisabilité

Afin d'établir un protocole d'étude sur l'influence des releveurs de pied sur la charge attentionnelle à la marche, une évaluation clinique est organisée. Le modèle retenu est celui correspondant à une étude pilote de faisabilité.

Une étude pilote de faisabilité est une petite étude préliminaire réalisée avant le lancement d'une recherche plus vaste ou d'un projet plus important. Son objectif principal est d'évaluer la faisabilité et la viabilité d'une méthodologie, d'un protocole ou d'une intervention spécifique.

Une étude pilote de faisabilité peut être utilisée dans divers contextes, tels que la recherche clinique, les sciences sociales, l'éducation ou d'autres domaines de recherche. Elle permet d'évaluer les éléments déterminants suivants :

1. Faisabilité de la méthodologie : Elle permet de tester si la méthodologie proposée est réalisable et applicable dans la pratique. Cela peut inclure des aspects tels que la collecte de données, les instruments de mesure, les procédures d'échantillonnage ou les méthodes d'analyse.
2. Recrutement des participants : L'étude pilote peut aider à évaluer si le processus de recrutement des participants est efficace, si le nombre de participants nécessaire peut être atteint et si les critères d'inclusion et d'exclusion sont appropriés.
3. Exécution du protocole : L'étude pilote permet de tester la mise en œuvre du protocole de recherche ou de l'intervention planifiée pour identifier les problèmes potentiels et les ajustements nécessaires.
4. Acceptabilité de l'intervention : Si l'étude pilote porte sur une intervention ou un programme spécifique, elle peut aider à évaluer l'acceptabilité de cette intervention auprès des participants, à identifier les éventuels problèmes ou obstacles et à adapter l'intervention en conséquence.
5. Estimation des ressources nécessaires : L'étude pilote peut aider à estimer les ressources (temps, personnel, budget) nécessaires pour mener à bien la recherche à plus grande échelle.

6. Évaluation de la cohérence : L'étude pilote peut aider à évaluer si les objectifs de recherche ou les résultats attendus sont atteignables et pertinents, ce qui peut guider la planification de l'étude principale.

En résumé, une étude pilote de faisabilité est une étape préliminaire visant à évaluer la faisabilité d'un projet de recherche plus large, en testant et en ajustant les aspects clés de la méthodologie, du recrutement des participants, du protocole ou de l'intervention. Ainsi, cette évaluation clinique permettra d'identifier les problèmes potentiels, de prendre des décisions éclairées et d'optimiser la conception de l'étude principale.

## **6.2. Design d'étude**

Le choix s'est porté sur une évaluation clinique en soins courants, puisqu'en cas de déficit des releveurs, la mise en place d'une orthèse s'intègre complètement dans la pratique clinique du service.

Dans ce contexte, en l'absence de caractère invasif ou d'intervention modifiant la prise en charge des patients, le seul accord du comité d'éthique s'est avéré nécessaire sur le plan réglementaire.

## **6.3. Objectifs de l'évaluation**

L'objectif principal étant de pouvoir envisager un protocole standardisé en cas de faisabilité et de déterminer si les résultats primaires sur l'intervention semblent concorder avec la revue de littérature précédente. L'objectif final étant une modification de l'évaluation des patients ayant subi un AVC en soins courants, permettant une prise en charge à la fois plus personnalisée et codifiée intégrant la mise en place d'un releveur (en mettant en évidence un bénéfice supplémentaire à l'emploi de ce dernier).

En complément – et devant le faible nombre d'études sur le sujet au vu du caractère très spécifique du questionnement – un schéma d'étude clinique est envisagé et sera à adapter selon les résultats de ce travail. Cela, afin de mieux caractériser le protocole nécessaire, les critères de jugement, les outils de mesure et de mieux identifier les limites potentielles d'une telle étude et les actions correctrices inhérentes.

Le protocole s'est donc attardé sur l'évaluation de l'impact de la mise en place d'une orthèse releveur de pied sur la charge attentionnelle à la marche. Celle-ci est évaluée par l'activité corticale préfrontale en spectrophotométrie proche infra-rouge en simple tâche motrice et lors d'une double tâche cognitivo-motrice (permettant d'ajouter une interférence suffisante pour que la mise en jeu des mécanismes compensateurs attentionnels soit engagée).

Les objectifs secondaires retenus sont ceux d'une étude pilote de faisabilité, décrits ci-avant, soit une évaluation de :

- la pertinence des critères d'inclusion et d'exclusion,
- la mise en œuvre du protocole, notamment de son caractère acceptable et supportable par les patients (souvent fatigables dans les suites d'un AVC),

- des ressources humaines et techniques nécessaires à ce type de protocole et à l'interprétation des données,
- la fiabilité des instruments de mesure,
- la faisabilité de la méthodologie sur les plans de la collecte et de l'extraction des données,
- la pertinence des données récoltées.

## Matériel et Méthodes

---

### 7.1. Critères d'inclusion des patients

Les critères d'inclusion des patients pour le protocole de recherche sont les suivants :

- AVC ischémique ou hémorragique sans localisation frontale (pouvant perturber le signal au niveau du cortex préfrontal).
- Capacité à marcher au moins 10 mètres avec ou sans aide technique (orthèse, béquille). Ce qui correspond à la longueur de marche nécessaire pour un passage dans le protocole.
- En capacité de comprendre les consignes de l'évaluation (avec une évaluation de la compréhension des sujets avant la réalisation du protocole).
- Appareillage indiqué (pour déficit des releveurs) : soit une orthèse suro-pédieuse avec un système releveur de pied.

Tableau récapitulatif affiché dans le service disponible en **Annexe 3**.

Afin de pouvoir réaliser l'évaluation, un objectif initial d'une dizaine de patients a été fixé sur la période initialement prévue de l'inclusion (en se basant sur les effectifs des études retenues dans la revue précédente et au vu du délai d'inclusion).

### 7.2. Critères d'exclusion des patients

Les critères de non-inclusion des patients pour le protocole de recherche sont les suivants :

- Antécédent neurologique ou orthopédique majeur (limitant la capacité de marche et pouvant donc induire des biais de mesure).
- Aphasie sévère avec troubles de compréhension et répétition impossible des chiffres (n-back). *Bien que réaliser le protocole sans le n-back soit une possibilité à envisager en cas de recrutement important de patients aphasiques sévères pouvant comprendre les consignes données.*
- Antécédents de troubles cognitifs (Mild Cognitive Impairment, Alzheimer ou maladie de Parkinson, troubles de la mémoire impactant le fonctionnement au quotidien) ; Pouvant altérer la charge attentionnelle et donc biaiser l'évaluation de l'impact de l'appareillage.
- Maladie cardio-vasculaire ou respiratoire (ayant une incidence sur l'effort à la marche).
- Antécédent d'appareillage du même type (orthèse de membre inférieur).
- AVC ischémique ou hémorragique de localisation frontale (pouvant induire des artefacts au niveau du signal fNIRS).

Tableau récapitulatif affiché dans le service disponible en **Annexe 3**.

### 7.3. Critères de jugement

Le critère de jugement principal dans ce travail est l'évaluation de la charge attentionnelle à la marche chez des patients présentant un déficit des releveurs dans les suites d'un accident vasculaire cérébral. Celle-ci est estimée par le pourcentage de bonnes réponses lors d'un test cognitif en 1-back en double-tâche, la spectrophotométrie fonctionnelle proche infra-rouge

(fNIRS, mesurant l'activité corticale préfrontale), voire la variabilité des paramètres spatio-temporels de la marche (évalués par marche sur tapis GAITRite®).

Il faut noter que dans un contexte de faible effectif, la MCID (*minimal clinically important difference* ou différence minimale cliniquement importante) peut être utilisée pour s'assurer du caractère interprétable des variations des données. Cette MCID peut être trouvée dans la littérature, lorsque des études ont pu valider l'utilisation de certains paramètres d'évaluation et peut varier selon les conditions physiopathologiques.

Les critères de jugement secondaires sont les différents indicateurs de faisabilité de l'étude précédemment cités.

#### **7.4. Test N-back**

Nous ne revenons pas sur les caractéristiques de ce test décrites dans la première partie de ce travail de thèse.

Ce test a été retenu pour le protocole d'étude du fait de sa facilité de réalisation et de sa reproductibilité d'un patient à l'autre, d'une session à une autre.

Dans ce travail, le choix s'est porté sur l'utilisation d'un test 1-back sur des chiffres, compte-tenu des difficultés présentées par les patients ayant subi un AVC : le test en 2-back s'avérant trop difficile pour la plupart des patients (ce qui ne permettait pas de mettre en évidence de différence pertinente) et le test en 0-back n'étant pas du tout discriminant car engageant des stratégies de répétition (bien trop simples à mettre en œuvre).

Un nombre nécessaire d'au moins 15 réponses (toutes les 2 secondes pendant 30 secondes) a été retenu afin de permettre une régularité dans l'interprétation du nombre d'erreurs (252). Les séries de chiffres étaient randomisées afin de ne pas induire de phénomène d'apprentissage des séquences, avec comme contrainte d'éviter les répétitions de chiffres et les séries de trois occurrences consécutives ou plus. Les réponses étaient enregistrées par dictaphone, avec un chronomètre permettant une régularité dans la lecture de la liste de chiffres (234,245).

Pour la tâche cognitive (simple et double tâche), le pourcentage de réponses correctes était calculé pour chaque condition (les erreurs et omissions étaient considérées comme des erreurs) (131).

#### **7.5. fNIRS**

Nous ne revenons pas sur les caractéristiques de la spectrophotométrie proche infra-rouge décrites dans la première partie de ce travail de thèse.

Le choix de la méthode d'évaluation fonctionnelle de l'activation préfrontale s'est porté sur la fNIRS du fait de son caractère portatif (à la différence de l'IRM fonctionnelle par exemple), des variations visualisables en temps réel et de la liberté de mouvements permise (avec par exemple moins de fils que pour l'électroencéphalographie).

Dans ce protocole, l'oxygénation cérébrale est mesurée en utilisant un système fNIRS (*PortaLite, Artinis Medical Systems, Elst, the Netherlands*) mettant en jeu la technologie sans fil Bluetooth (97,198). Ce modèle est composé de deux optodes possédant chacune 3 transmetteurs émettant de la lumière infra-rouge ensuite recaptée par un récepteur. Les deux

optodes sont symétriquement placées à la zone correspondant à 15% de la distance nasion-inion en partant du nasion et 7% de la circonférence du crâne en partant de la ligne nasion-inion (97), ces localisations ciblent les aires 10 de Brodmann (cortex préfrontal dorsolatéral et antérieur). La distance entre les trois transmetteurs et le receveur était de 30, 35 et 40 mm (97).

L'acquisition des données se fait avec le logiciel Oxymox (version 3.0.97.1) à une fréquence de 10 Hz et à une longueur d'onde de 760 et 850 nm, avec une protection contre la lumière ambiante par un tissu noir au niveau du front (97). Le *Differential Pathlength Factor* a été fixé à 5 étant donné que sa formule de calcul ne s'applique pas aux personnes de plus de 50 ans (334). Les changements de concentration en HbO<sub>2</sub> et HHb dans les aires préfrontales ont été calculés grâce à la loi modifiée de Beer-Lambert qui stipule que l'absorbance d'une solution est proportionnelle à sa concentration ( $A = \epsilon \times l \times C$ ), en supposant que la diffusion (*scattering*) est constante (97).

Le prétraitement des données fNIRS est effectué avec la *toolbox HOMER3*, dans *MATLAB*. Un filtre bande passante haut et bas (0.01-0.14Hz) est appliqué au signal fNIRS pour supprimer les bruits physiologiques (battements cardiaques ou respiration par exemple) et liés au matériel (phase de nettoyage du signal) (237,335,336). Les artefacts de mouvements sont corrigés en utilisant deux fonctions : *MotionCorrectWavelet* et *MotionCorrectCbsi*. En effet, de nombreuses causes d'artefact sont recensées dans la littérature, dont notamment le flux sanguin cutané (193,337–346). Il faut notamment savoir qu'en cas d'altération de la marche, l'activité du cortex préfrontal sera plus importante que chez un sujet sain (169,347,348).

La concentration relative en O<sub>2</sub>Hb et HHb ( $\Delta O_2Hb$  et  $\Delta HHb$ ,  $\mu\text{mol.L}^{-1}$ ) durant l'activité est moyennée avec soustraction des 6 premières secondes (100,184). Par ailleurs la concentration en O<sub>2</sub>Hb étant la plus sensible pour repérer les variations hémodynamiques corticales (336,349), elle est celle qui a été retenue pour l'évaluation, cependant il faut savoir que les concentrations en HHb sont plus spécifiques de ces variations (45,179,182,184,186,337–341,344,350).

La valeur moyenne des 10 dernières secondes de la baseline est soustraite à l'activité moyenne de la tâche (afin d'obtenir une concentration moyenne spécifique de la tâche) (97), un temps de repos minimal est également nécessaire afin de permettre un retour à l'activité cérébrale de base (237). De ces données sont ensuite extraits la différence en hémoglobine ( $\Delta HbDiff = \Delta O_2Hb - \Delta HHb$ ) et l'index de latéralité (LI) défini par le ratio :

$$LI = \frac{\Delta O_2Hb(\text{hémisphère atteint}) - \Delta O_2Hb(\text{hémisphère sain})}{\Delta O_2Hb(\text{hémisphère atteint}) + \Delta O_2Hb(\text{hémisphère sain})}$$

Dans l'idéal, un nombre de répétitions des mesures permettant une diminution du bruit de fond est recommandé (jusqu'à 5 fois dans la littérature), mais cela semblait difficilement réalisable concernant les tâches de marche dans une population fatigable en post-AVC (avec un choix de réaliser deux blocs au total afin d'assurer la collecte des données en cas d'incident technique, avec des activités de 30 secondes) (4,351–354).



## 7.6. Tapis GAITRite®

De nombreux modèles de tapis de marche sont disponibles sur le marché. Le choix s'est porté sur un tapis au sol, non automatisé (avec donc éviction des tapis roulants de type « treadmill »), afin de ne pas imposer de cadence au patient et qu'il puisse marcher à une vitesse qu'il lui est confortable de maintenir sur une période donnée (« vitesse de croisière », une fois retirées les phases d'accélération et de décélération). Le service où a été réalisé l'étude est muni d'un tapis GAITRite®, justifiant le choix de ce modèle pour le protocole.

Le tapis GAITRite® est un outil utilisé dans le domaine de la médecine et de la recherche pour évaluer la marche d'un individu. Il s'agit d'un tapis de marche instrumenté équipé de capteurs de pression qui enregistrent les données spatio-temporelles pendant que la personne marche (355).

Le tapis GAITRite® est conçu pour capturer et analyser objectivement plusieurs paramètres liés à la marche, tels que la longueur des pas, la vitesse de marche, le temps de double appui (le temps où les deux pieds sont en contact avec le sol), la symétrie de la marche, les phases de la marche (dont la phase oscillante). On obtient donc des informations sur la vitesse de marche, la longueur des pas, la symétrie des appuis et la répartition du cycle de marche (356).

Lorsqu'un individu marche sur le tapis GAITRite®, les capteurs de pression enregistrent les informations de pression à chaque pas, ce qui permet de générer une représentation visuelle des empreintes, ainsi que des données numériques détaillées de la marche. Ces données peuvent être utilisées pour évaluer les anomalies de la marche, suivre l'évolution des patients au fil du temps, comparer différentes populations, évaluer l'efficacité d'interventions thérapeutiques et effectuer des recherches dans le domaine de la biomécanique de la marche.

Le tapis GAITRite® est souvent utilisé dans des contextes cliniques, notamment en rééducation, en neurologie, en orthopédie et en gériatrie, pour évaluer la fonction de marche, diagnostiquer des troubles de la marche, surveiller les progrès des patients et guider les décisions thérapeutiques.

Il permet une évaluation quantitative objective et reproductible de la marche, mais ne permet pas d'évaluer la position du corps dans les 3 plans de l'espace et une empreinte peut correspondre à plusieurs schémas de marche, raison pour laquelle il est important d'y associer une analyse qualitative visuelle. Il est d'ailleurs possible d'y associer un enregistrement vidéo afin de pouvoir optimiser l'analyse des résultats – ce qui est régulièrement fait dans les laboratoires d'analyse du mouvement.

Le choix des données collectées dans ce travail s'est porté sur la vitesse de marche (qui est un indicateur pronostic majeur dans les suites d'un AVC), la longueur des pas et la variabilité des pas en durée (écart-type), afin d'avoir une évaluation de paramètres à la fois spatiaux et temporels de la marche. Il est également judicieux d'analyser la différence de longueur des pas en soustrayant la longueur de pas du côté lésé de celle du côté sain (étant donné le caractère habituellement plus long des pas du côté sain, explicable par l'atteinte motrice du côté lésé).

Concernant la vitesse de marche, la MCID (différence minimale importante cliniquement) chez les patients ayant subi un AVC à la phase subaiguë ou en cas d'atteinte sévère de la vitesse

de marche est de 0,16 m/s (0,10 m/s dans la population générale) (357–359). La MCID concernant les autres paramètres de la marche (notamment la longueur des pas et la variabilité de ceux-ci) est approximativement fixée à 10% de variation de la valeur du paramètre (360–363).

La validité et la fiabilité (test-retest) du système GAITRite® a été établie chez le sujet sain d'âge jeune et le sujet sain plus âgé (364–366), ainsi que chez les patients ayant subi un AVC en simple (366–368) et doubles (366,367,369) tâches.

## **7.7. Protocole de l'évaluation**

Les performances de marche des patients sont évaluées au travers d'un protocole de double-tâche cognitivo-motrice, avec mise en place d'une orthèse releveur de pied lors de la 3<sup>ème</sup> session (entre les deux blocs numérotés 3 et 3'). Les trois premières sessions sont donc réalisées de façon rapprochée (à deux jours d'intervalle) afin de fournir une baseline plus fiable, avec une quatrième session à J15 ( $\pm$  48 heures).

Durant ce protocole, l'oxygénation cérébrale du cortex préfrontal est mesurée par utilisation de spectroscopie fonctionnelle proche-infrarouge (fNIRS).

### **Concernant le protocole ci-présent : (131)**

Les patients effectuent la marche (simple et double tâche) sur un tapis GAITRite® de 8 mètres (GAITRite® R - CIR Systems, Inc., Sparta, NJ, USA), qui permet l'acquisition de données spatio-temporelles de la marche, comme la vitesse ( $\|\vec{V}\|$ , cm.s<sup>-1</sup>), la variabilité de la foulée (tVar, n.u.) et l'asymétrie de la foulée ( $\frac{\text{longueur de la foulée gauche}}{\text{longueur de la foulée droite}}$ , n.u.).

Une distance a été prévue avant et après le tapis afin de prendre en compte le délai d'accélération/décélération avant d'atteindre la vitesse constante. Par ailleurs il a été convenu de retirer 5 secondes au début de chaque passage et lors du demi-tour pour les mêmes raisons. Un marquage au sol permettait d'indiquer le point de départ/arrivée et le lieu du demi-tour (devant être réalisé à distance du tapis pour ne pas causer d'artefact) (100).

A noter, la présence d'un encadrant (souvent un kinésithérapeute ou un interne) à proximité du patient, afin de sécuriser la marche – bien que les patients puissent marcher sans aide humaine active.

Les empreintes générées sont alors traitées (nettoyage des artefacts liés à des erreurs lors de l'enregistrement, aux aides techniques éventuelles et vérification de la bonne identification des empreintes), puis extraites sur un tableur pour traitement informatique.

### **Réalisation :**

Le protocole décrit ci-dessous est prévu pour être effectué tous les 15 jours (avec débord autorisé de 48 heures) au service de Médecine Physique et de Réadaptation du CHU (MPR) chez des patients ayant subi un AVC (le plus souvent au niveau de l'artère cérébrale moyenne). Afin d'homogénéiser les résultats – et devant les différences de durées de séjours – seule la quatrième session à J15 a été retenue.

Après les explications et l'installation du matériel, le patient marche un aller-retour d'échauffement sur le tapis. Le patient effectue ensuite un bloc constitué de 3 tâches (Simple tâche de marche, simple tâche cognitive et double tâche (DT)) de manière successive. L'ordre des 2 simples tâches est randomisé, la double tâche étant toujours en troisième position.

Le patient effectue au total 2 blocs afin d'assurer les mesures en cas de problème d'enregistrement ou d'incident de réalisation.

**Repos & Position de référence** :  $30 \pm 5$  secondes (135) ; Debout (95,370).

Chaque tâche est précédée d'une période de repos de 30 secondes en position assise, avec période de 10 secondes debout précédant la tâche et servant d'activité de référence pour chaque mesure fNIRS.

**Simple tâche de marche** : Le patient marche pendant 30 secondes sur un tapis GAITRite®. Si le patient arrive au bout du tapis avant les 30 secondes, il lui est demandé d'effectuer un demi-tour en dehors du tapis (marquage au sol dédié), puis de marcher à nouveau sur le tapis jusqu'au point de départ.

**Simple tâche cognitive** : Le patient effectue un test n-back modifié ( $n = 1$ ) (371). Les stimuli (chiffres de 0 à 9) sont présentés à l'oral par l'expérimentateur. L'expérimentateur s'assure de prononcer distinctement et à haute voix une série prédéfinie de chiffres toutes les 2 secondes, pendant 30 secondes. Les chiffres sont pseudo-randomisés afin d'éviter les répétitions (« 9-9 ») et les séries de chiffres (« 1-2-3 »). Les réponses des participants sont enregistrées par dictaphone.

**Double tâche (marche et cognitive)** : Le patient effectue un test n-back modifié tout en marchant pendant 30 secondes sur le tapis. Durant cette double tâche, il est demandé au patient de ne pas donner la priorité à une des deux tâches en particulier et de se concentrer sur les deux tâches. Si le patient arrive au bout du tapis avant les 30 secondes, il lui est à nouveau demandé d'effectuer un demi-tour en dehors du tapis (marquage au sol dédié), puis de marcher à nouveau sur le tapis jusqu'au point de départ.

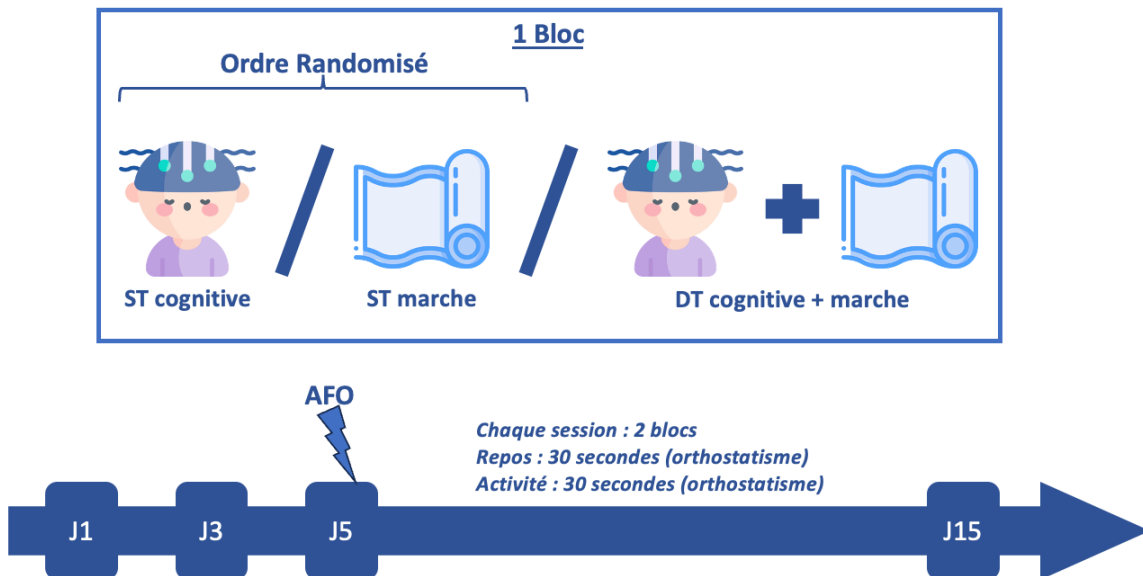


Figure 9 : Représentation schématique du protocole

## Résultats

---

### 8.1. Faisabilité de l'étude

Si l'on reprend les objectifs secondaires décrits auparavant, afin d'évaluer la faisabilité du protocole :

- Les critères d'inclusion et d'exclusion semblent trop restrictifs et il est notamment possible de chercher à inclure des patients à différents stades de l'appareillage (afin d'augmenter les effectifs et de s'intéresser tout particulièrement à l'effet à long terme de l'appareillage sur la charge attentionnelle).
- Le protocole est acceptable dans son ensemble, avec une tolérance correcte malgré la mise en évidence d'une difficulté vis-à-vis de l'équipement (casque fNIRS) chez un seul patient. Par ailleurs, les patients rapportaient une lourdeur du protocole à la phase initiale (tous les 2 jours afin d'établir la baseline), sans difficulté de tolérance lors de la réalisation des 2 blocs. La fatigabilité des patients dans les suites d'un AVC n'a finalement pas été un obstacle à la réalisation des évaluations.
- Les ressources humaines nécessaires étaient celles prévues dans le protocole présenté dans ce travail : un investigateur (expliquant chaque étape au patient et collectant les données afin de pouvoir les analyser dans un second temps) et une aide humaine (souvent un des kinésithérapeutes du service ou un étudiant en médecine) afin de sécuriser la marche, sans pour autant tenir les patients. Les ressources techniques consistaient essentiellement au matériel de spectrophotométrie, au tapis GAITRite®, aux ordinateurs respectifs et à la salle d'analyse de marche.
- Les outils et paramètres de mesure sont à ajuster : si le tapis de marche est un bon instrument de mesure, la fiabilité des résultats obtenus pour le casque fNIRS est à remettre en question, avec une étude de validation de la méthode d'évaluation à envisager. Enfin, la pertinence du test cognitif (n-back) est à réévaluer, il semble en effet judicieux de trouver une méthode d'évaluation plus discriminante (évitant les situations où la tâche cognitive serait trop difficile pour obtenir de bonnes réponses ou trop simple, aboutissant à un effet plafond), sans qu'il y ait autant de possibilités de compensation stratégique.
- Pour ce qui concerne la collecte des données, il n'y a pas de modification à apporter à ce protocole, cependant concernant l'extraction et l'analyse des données fNIRS, des ressources humaines spécifiques sont nécessaires (un attaché de recherche clinique formé par exemple).
- Les données GAITRite® à recueillir pourraient être plus nombreuses et une réflexion sur la pertinence de chacune d'elle serait à considérer. Il semble nécessaire d'évaluer à la fois les paramètres spatiaux et temporels de la marche, en envisageant une étude de la variabilité sur ces deux plans.

## 8.2. Présentation des cas (table 3)

Les principales caractéristiques des trois patients inclus dans l'étude clinique réalisée sont résumées dans le tableau ci-après.

Le faible nombre de cas inclus est principalement lié à la difficulté de pouvoir réaliser les premières analyses chez les patients avant l'appareillage, ce-dernier étant souvent mis en place avant que les patients ne marchent suffisamment pour pouvoir être intégrés à l'étude (marche sur 10 mètres en autonomie ou sous simple supervision nécessaire avant de pouvoir réaliser une analyse sur tapis GAITRite®).

Par ailleurs, il est important de noter que le premier patient (P13) n'a pas réalisé de quatrième session (refus) et n'a accepté de porter le casque fNIRS uniquement lors des deux premières séances. L'interprétation des résultats concernant ce patient est donc seulement partielle.

Tableau 3 : Caractéristiques des patients inclus (2 parties)

Patients ; Date 1er Passage	P13 : 12/09/2022	P18 : 06/01/2023	P27 : 20/02/2023
Age (années)	75	53	76
Sexe	F	F	F
Poids (kg)	66	74	67
Taille (cm)	161	159	167
Profession	Retraitée, travail en usine jusqu'à 32 ans	Agent d'administration sanitaire (recherche)	Retraitée, IDE Puéricultrice
Niveau d'étude	Certificat d'études et brevet sportif (14 ans)	Bac + 3	Bac + 3
Vit	Seule (veuve)	Avec 2 enfants (27 et 13 ans)	Seule

Patients ; Date 1er Passage	P13 : 12/09/2022	P18 : 06/01/2023	P27 : 20/02/2023
Date AVC & Délai (évaluation)	15/08/2022 M1	03/12/2022 M1 & M1,5	18/01/2023 M1 & M1,5
Latéralité	Droitière	Droitière	Droitière
Lieu AVC	Protubérantiel G	Capsulo-thalamique D	Sylvien D
Type AVC	Ischémique	Hémorragique	Ischémique
Leucoaraïose (Fazekas)	1	1	1
Toxine (Dates)	Non	23/01/2023 TS et VI à G XEOMIN 300 UI	15/02/2023 Soléaire à G XEOMIN 200 UI
Traitement psychotrope	VENLAFAXINE 225mg CLORAZEPATE 30mg	MIRTAZAPINE 30mg	FLUOXETINE 20mg OLANZAPINE 5mg
Volume Rééducation K/E/O/NP/APA (h/sem)	12h	10h ± APA	10h
Type d'Orthèse	Releveur liberty pied D	Releveur rigide pied G	Releveur liberty pied G
Score moteur (Demeurisse)	50,5 (48 + 53)	76,5 (77 + 76)	90,5 (81 + 100)
Sensibilité (SPGO ± PAP)	Sans erreur SPGO ou PAP	Erreur Pouce, Sans erreur SPGO (erreur SMGO)	Sans erreur SPGO
Spasticité (MAS et Tardieu)	MAS 1 (extenseurs poignet) ; MAS 2 (fléchisseurs bras)	Très peu (quadriceps et ischio-jambiers)	MAS 1 (fléchisseurs bras et quadriceps) ; MAS 1 et MTS 3 (TS)
Douleur (ENS)	2 --> 0/10	0/10 ; "Très léger" (flexion coude)	0/10
Barthel	60/100	65 --> 85/100	60 --> 65/100
FAC-Modifiée	3	6	5
Statut de marche (AT, AH, Schéma, PM)	Rollator 2 roues	1CA à M1,5 Sans AT à M2	Rolator 4 roues (petit pas traînant G) ; PM 100m
MOCA	24/30	28/30	27/30
Equilibre (PASS)	22/36	33/36	28/36
Mobilité cheville en ° D ; G (Flexion Plantaire/ Flexion Dorsale)	40/5 ; 40/15	35/10 ; 35/10	40/15 ; 40/10
Mobilité genou en ° D ; G (Flexion/Extension)	130/0 ; 130/0	110/0 ; 110/0	120/0 ; 110/-5
Mobilité hanche en ° D et G (Flex/Ext/Abd/Add/Rl/RE)	110/0/40/20/20/40	110/10/40/5/15/20	90*/0/30/15/10/15
Déformation ou matériel	Chirurgie hallux valgus récente à D	NON	2 PTH

\*Non testée au-delà de 90° en raison des PTH.

### 8.3. Données N-back

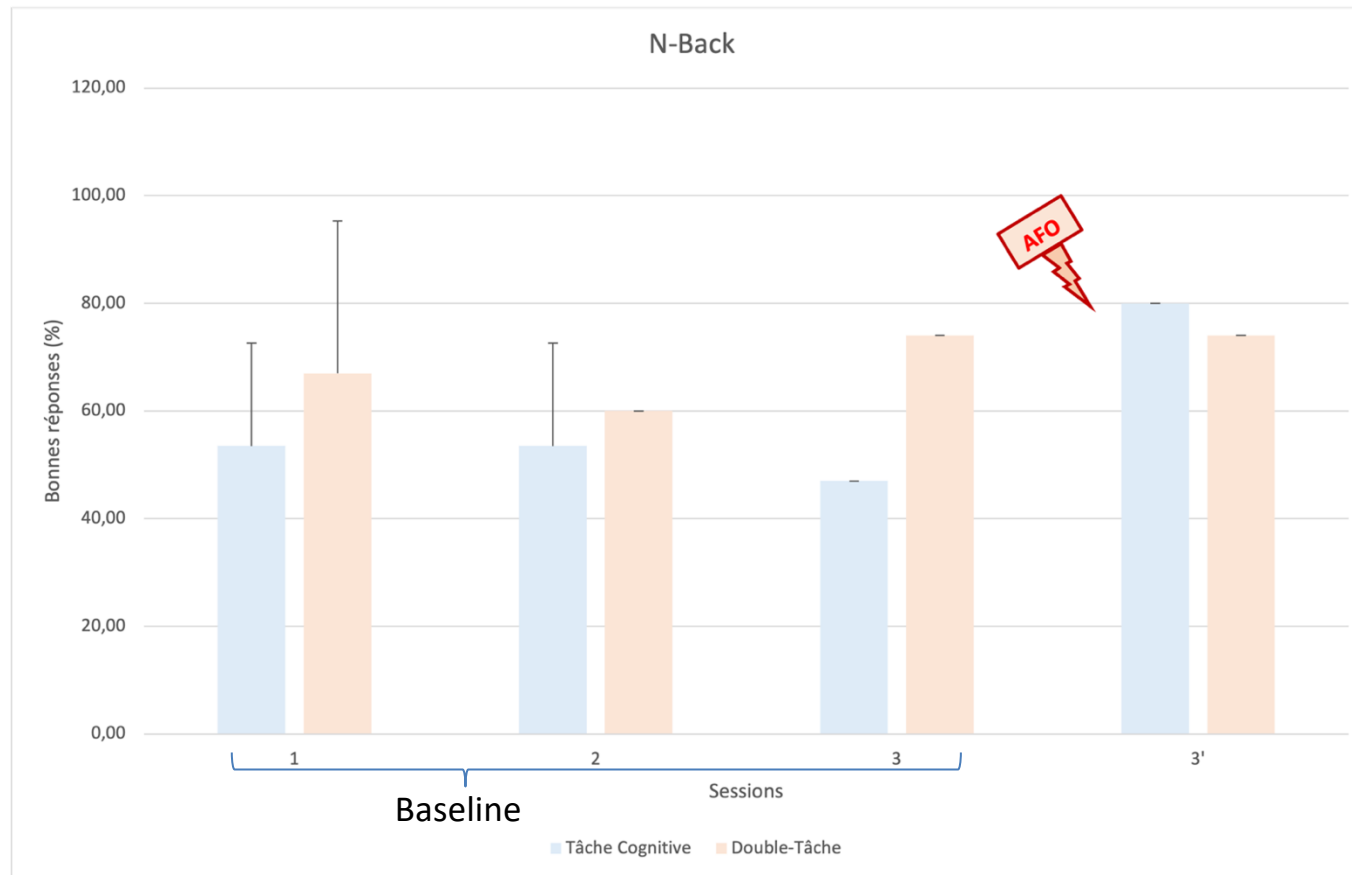
Les graphiques suivants représentent les données obtenues au N-back (en pourcentage de bonnes réponses) lors des tâches cognitives isolées (en bleu) et des double-tâches cognitivo-motrices (en orange).

Pour chaque donnée, une moyenne statistique a été calculée, avec écart-type (pour les données où plusieurs valeurs ont pu être recueillies) pour chaque session.

La mise en place des releveurs a été réalisée entre le premier et le second bloc de la troisième session et est représentée symboliquement sur les différents graphiques par un éclair.

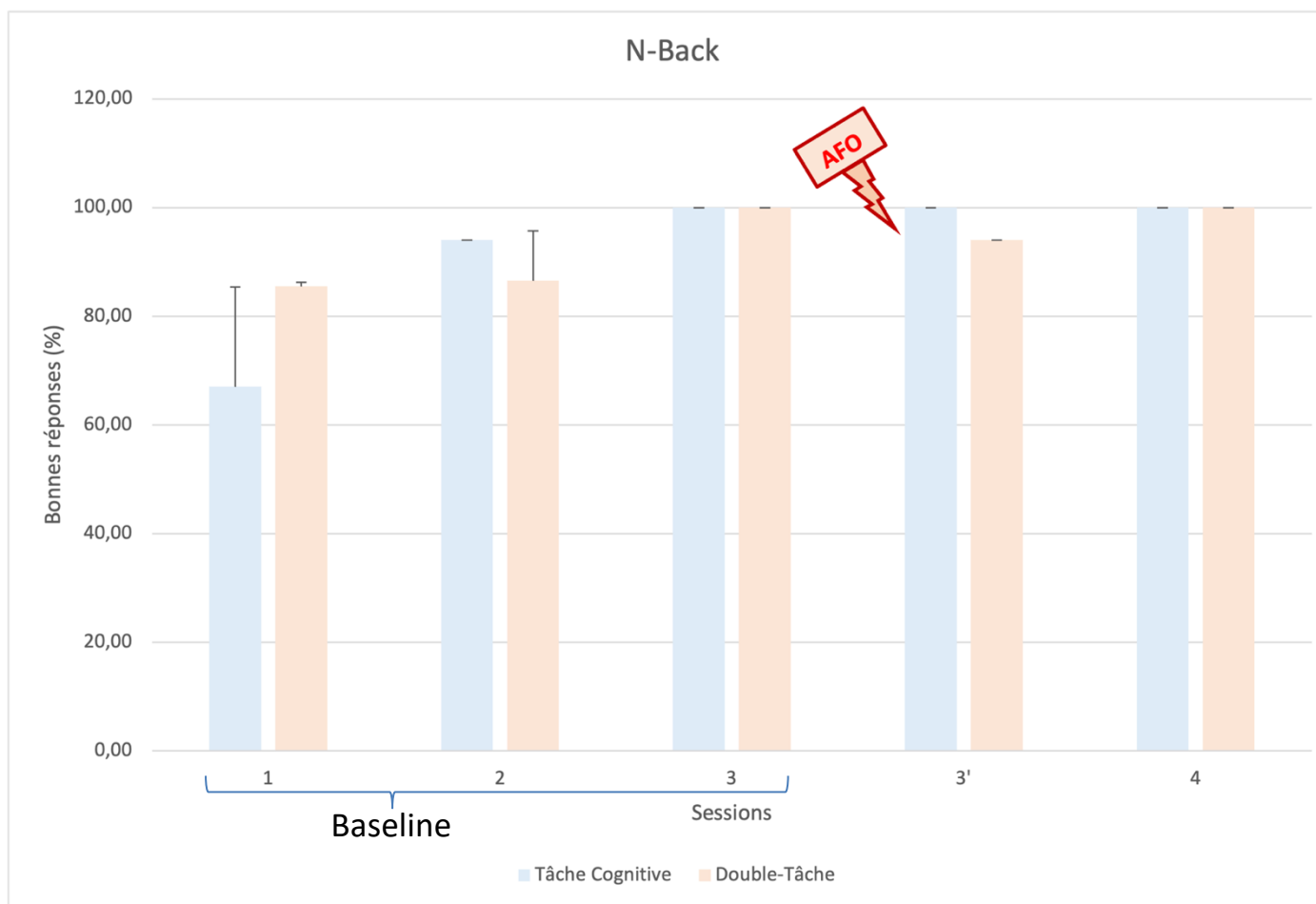
Figure 10 : Données N-back représentées sous forme d'histogramme





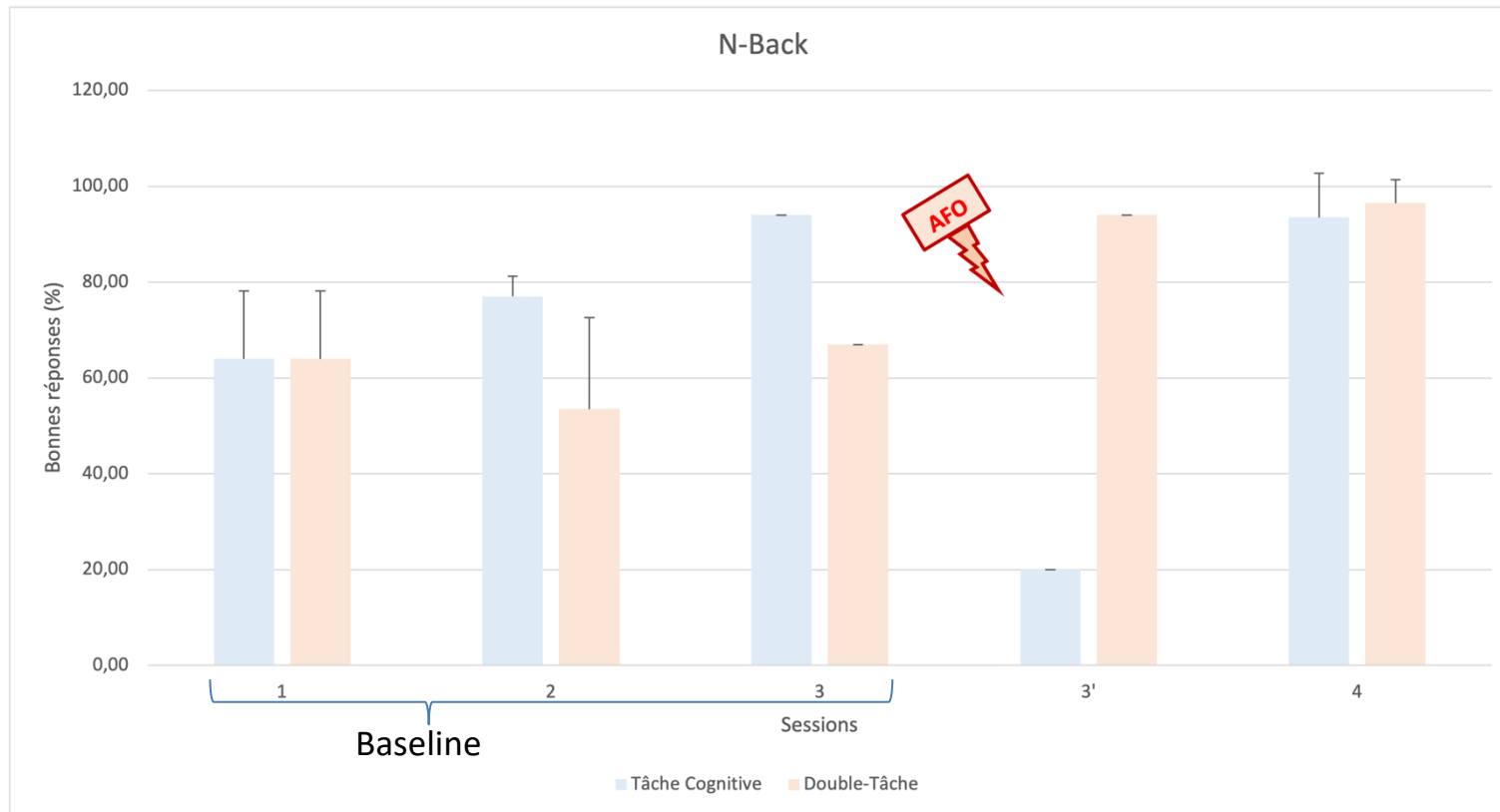
Premier patient (P13). Sessions 1 à 3 = Baseline (/48h) ; Session 3' = Mise en place de l'orthèse (évaluation immédiate) ; Session 4 = Évaluation retardée (J15).

On observe une globale amélioration du taux de bonnes réponses au fil des séances. Les meilleurs résultats en double tâche qu'en simple tâche sont difficiles à expliquer et pourraient être liés à un processus d'anticipation de la tâche avant la simple tâche, ou encore à une distraction plus importante en double-tâche qui diminuerait le stress lié à la condition d'évaluation. On retrouve une franche amélioration de la simple tâche cognitive après mise en place de l'orthèse, sans amélioration immédiate après mise en place de l'orthèse pour ce qui est de la double tâche.



Second patient (P18). Sessions 1 à 3 = Baseline (/48h) ; Session 3' = Mise en place de l'orthèse (évaluation immédiate) ; Session 4 = Évaluation retardée (J15).

On note une amélioration croissante du taux de bonnes réponses au fil des séances, jusqu'à atteindre le plafond de 100% de réponses correctes à la 3<sup>e</sup> séance, avant la mise en place de l'orthèse. Après appareillage par AFO, on constate un léger décrochage en double tâche qui pourrait s'expliquer par une perturbation avec nécessité d'adaptation au changement de schéma de marche.



Troisième patient (P27). Sessions 1 à 3 = Baseline (/48h) ; Session 3' = Mise en place de l'orthèse (évaluation immédiate) ; Session 4 = Évaluation retardée (J15).

On retrouve une amélioration générale du taux de bonnes réponses, pouvant être lié aux phénomènes d'habituation et d'apprentissage (bien que la période d'évaluation soit courte). La mise en place de l'orthèse a probablement entraîné une importante perturbation en simple tâche cognitive (avec une variation majeure d'allure artéfactuelle), avec franche amélioration en double tâche (réalisée dans un second temps), avec persistance de cette amélioration à J15.

#### 8.4. Données fNIRS

Les résultats obtenus (en  $\mu\text{mol/l}$ ) par mise en place d'un casque fNIRS enregistrant l'activité cérébrale des aires préfrontales (en évaluant les variations de flux sanguins en oxyhémoglobine) sont représentés dans les graphiques ci-dessous.

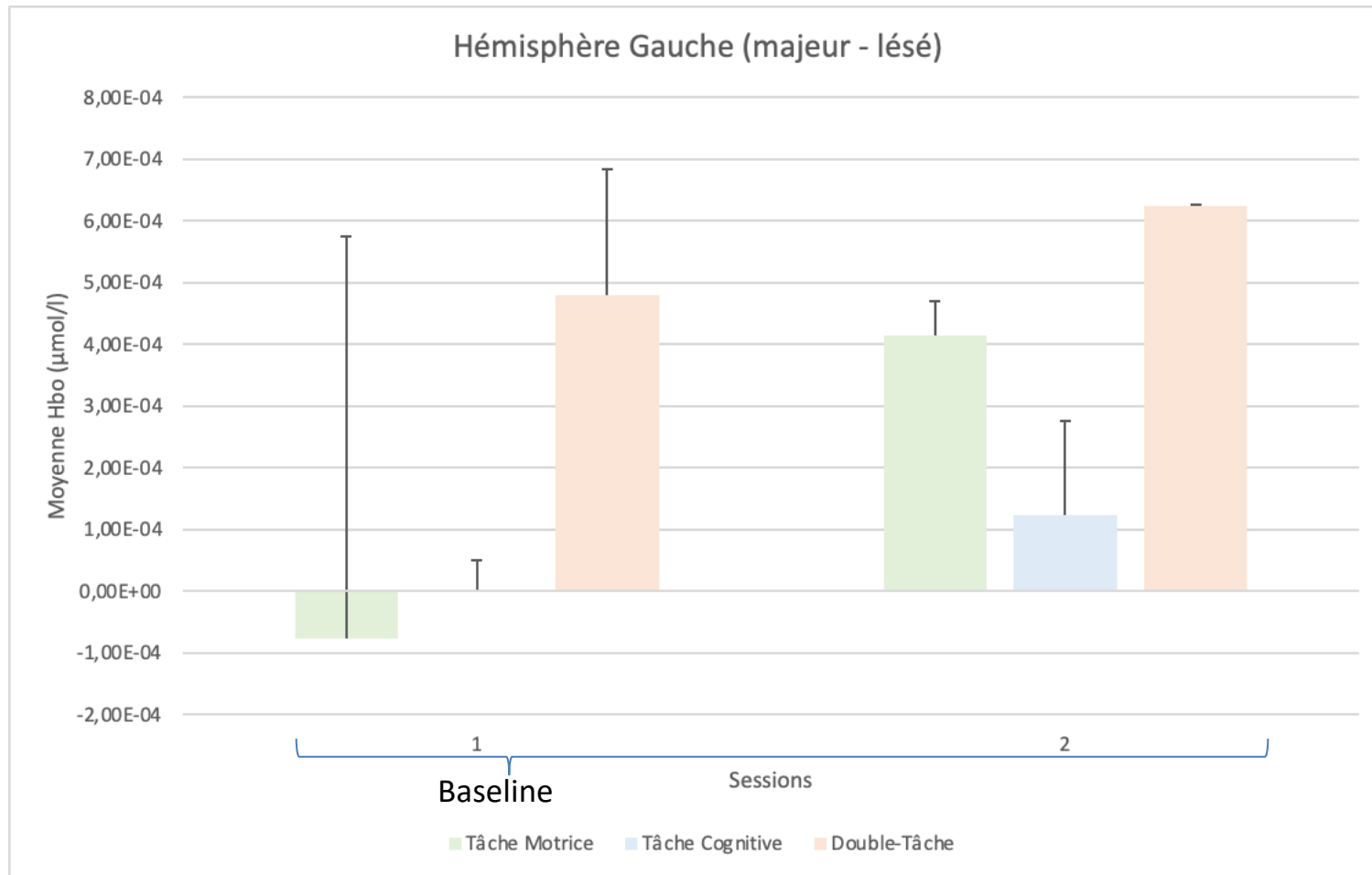
Pour chaque donnée, une moyenne statistique a été calculée, avec écart-type (pour les données où plusieurs valeurs ont pu être recueillies) pour chaque session.

Les données concernant la tâche motrice y figurent en vert, celles concernant la tâche cognitive isolée sont en bleu, enfin, celles concernant la double-tâche cognitivo-motrice sont en orange.

La mise en place des releveurs a été réalisée entre le premier et le second bloc de la troisième session et est représentée symboliquement sur les différents graphiques par un éclair.

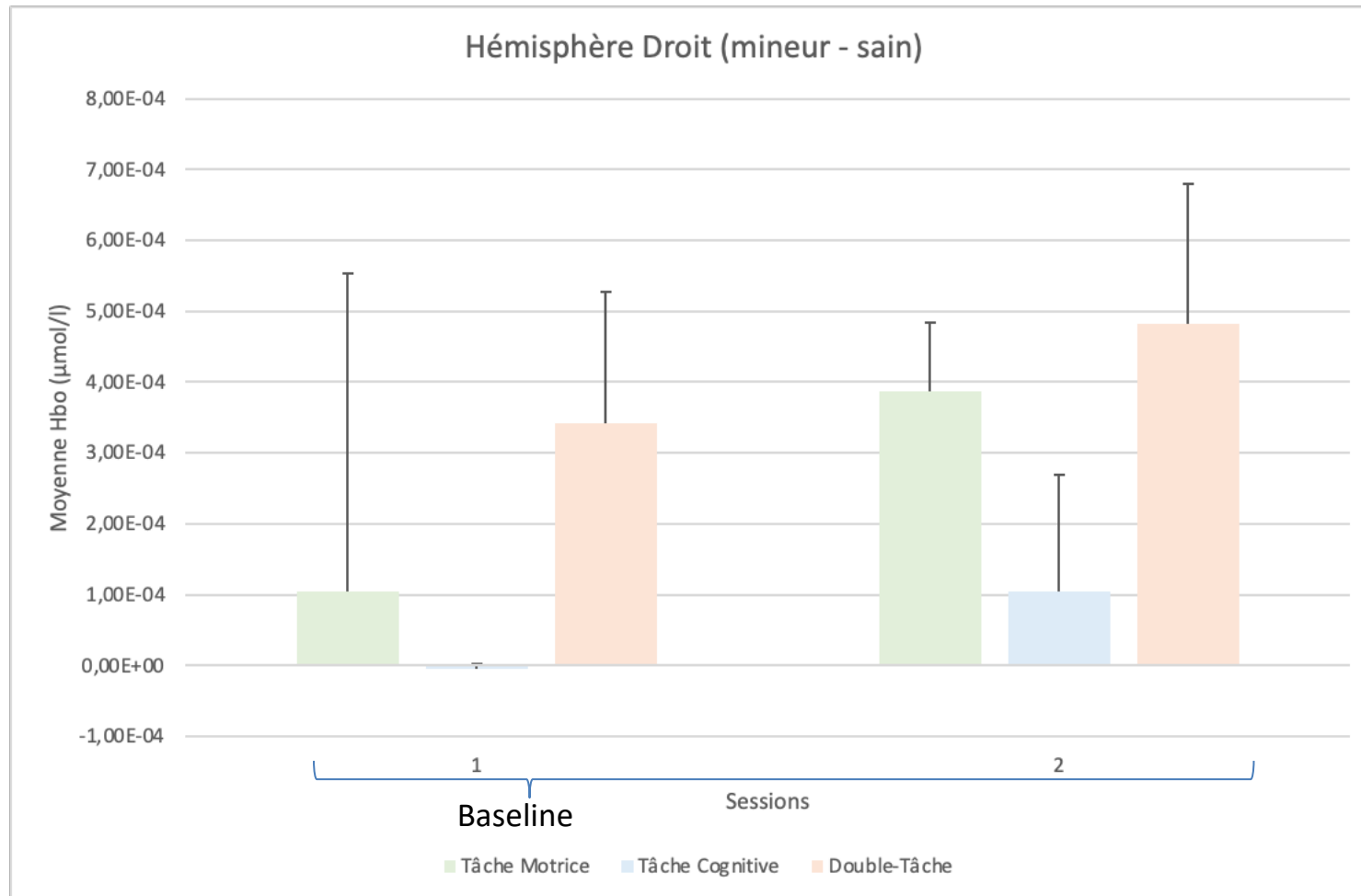
Les résultats sont représentés séparément pour les hémisphères gauche et droit, étant donné l'impact potentiel de la latéralisation de la lésion et de l'hémisphère dominant chez chaque patient.

Figure 11 : Données fNIRS représentées sous forme d'histogramme



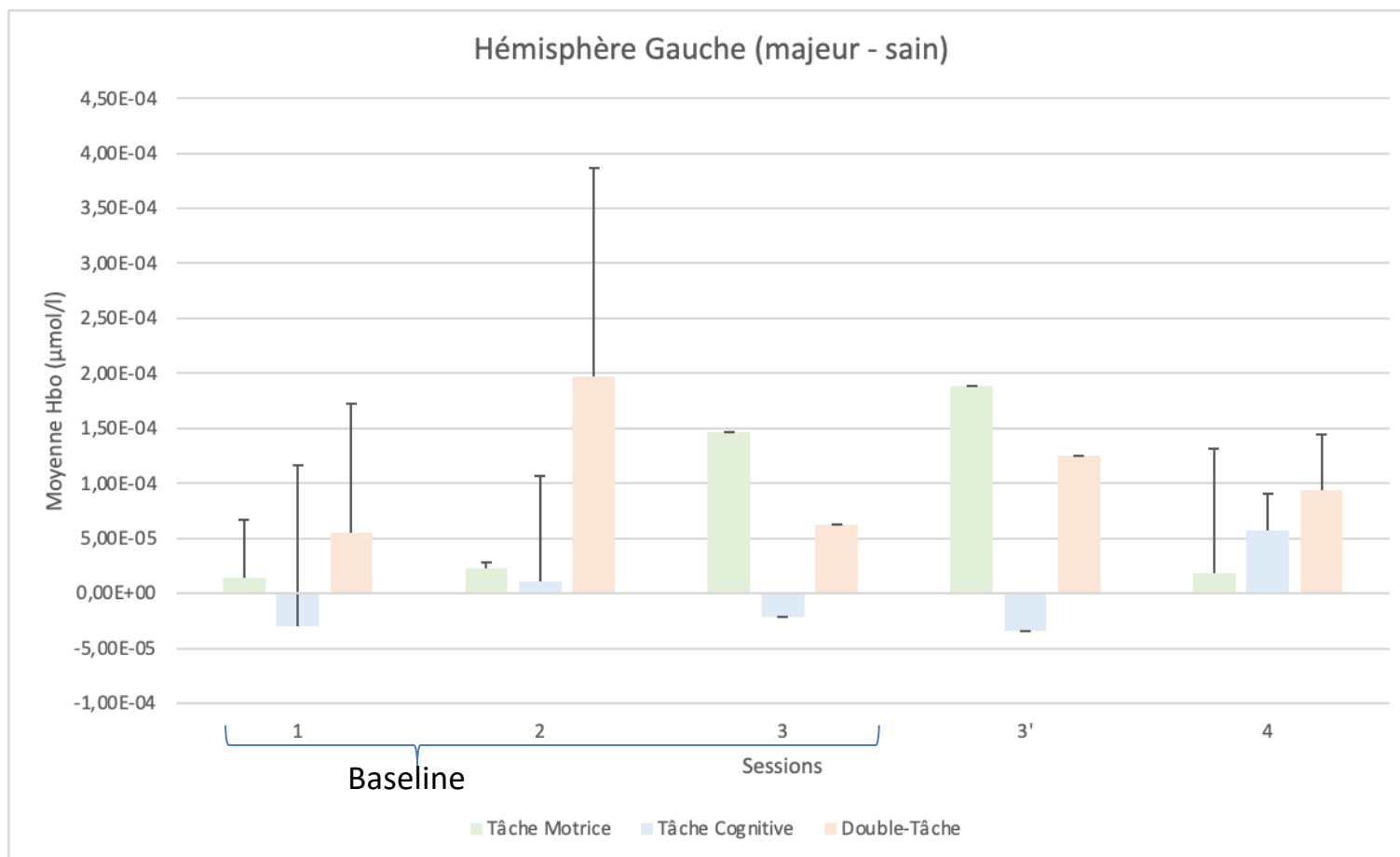
Premier patient (P13). Sessions 1 à 3 = Baseline (/48h) ; Session 3' = Mise en place de l'orthèse (évaluation immédiate) ; Session 4 = Évaluation retardée (J15).

On note une valeur négative en simple tâche motrice du fait d'une probable anticipation de la tâche lors de la phase de préparation (avec en conséquence une baseline plus haute). Il n'y a pas de mesure fNIRS simultanément à la mise en place du releveur. Il semblerait tout de même qu'il y ait une nette augmentation de l'activité préfrontale en double-tâche.



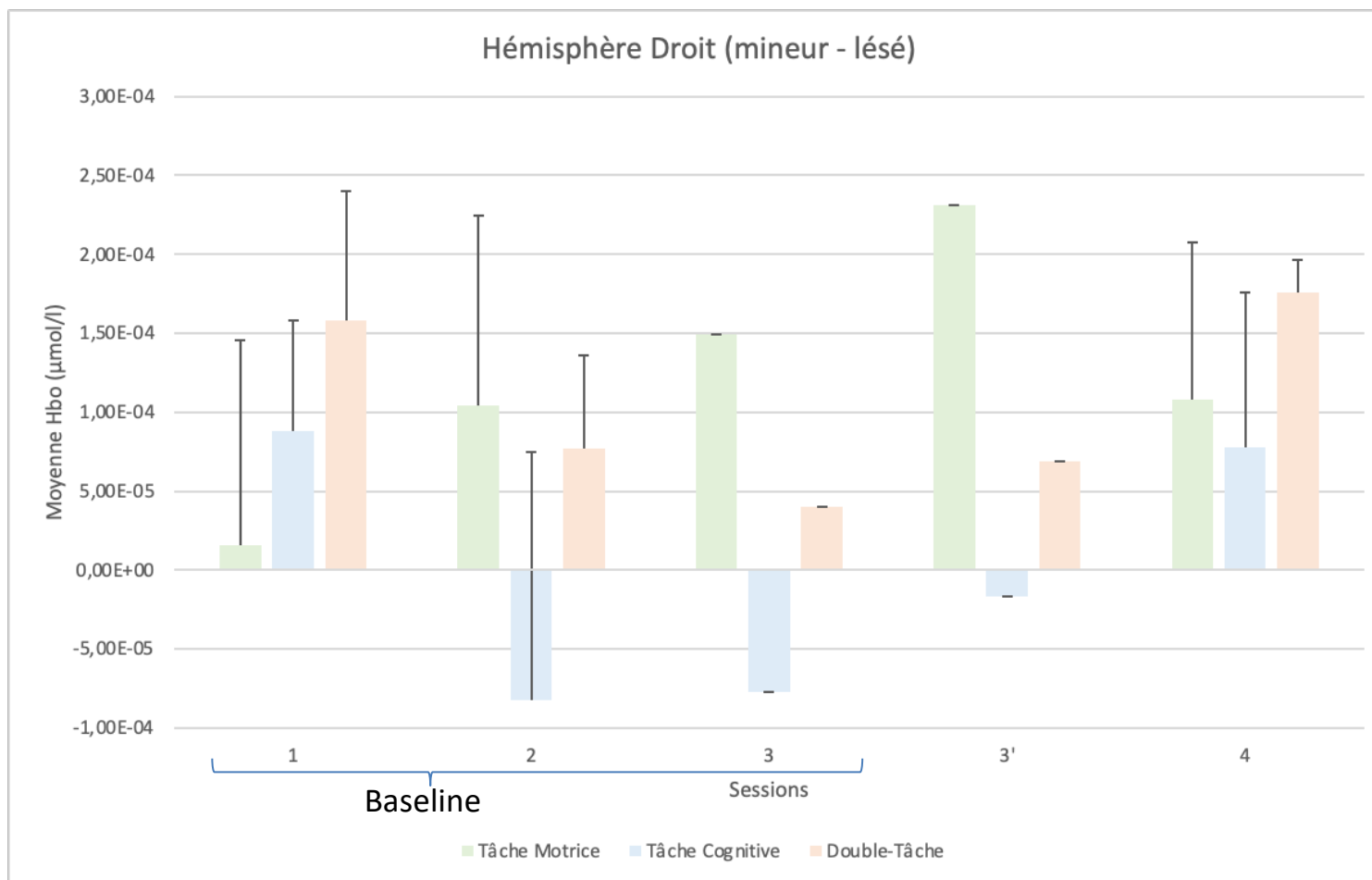
Premier patient (P13). Sessions 1 à 3 = Baseline (48h) ; Session 3' = Mise en place de l'orthèse (évaluation immédiate) ; Session 4 = Évaluation retardée (J15).

La tendance observée est identique à celle du côté controlatéral.



Second patient (P18). Sessions 1 à 3 = Baseline (/48h) ; Session 3' = Mise en place de l'orthèse (évaluation immédiate) ; Session 4 = Évaluation retardée (J15).

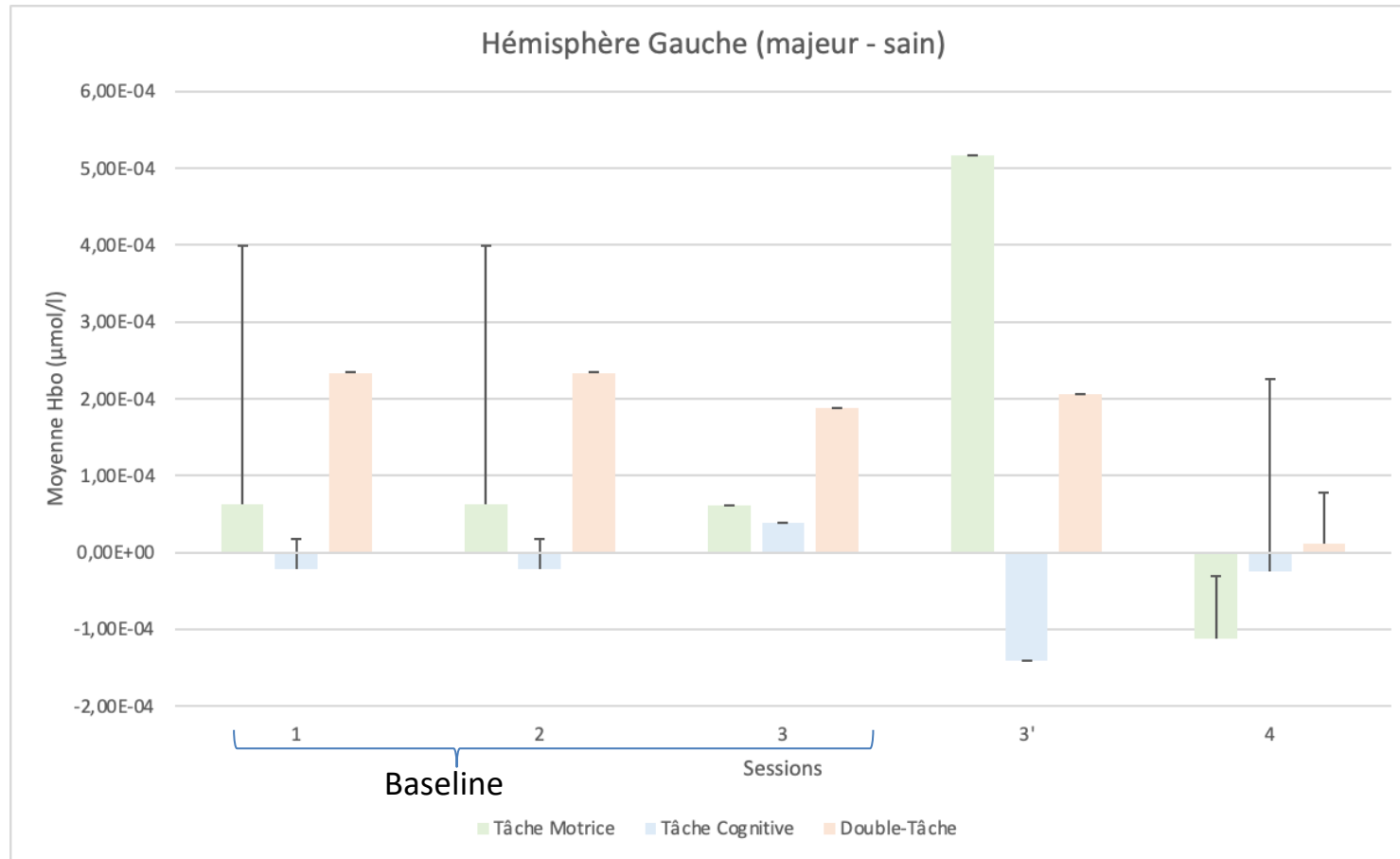
On retrouve plusieurs valeurs négatives en simple tâche cognitive, pouvant être liées à un phénomène d'anticipation de la tâche (comme décrit auparavant). Cette simple tâche cognitive étant alors difficile à interpréter. Il est mis en évidence une franche augmentation de l'activité préfrontale en double-tâche, dont l'importance semble diminuer après la mise en place de l'orthèse (notamment après quinze jours de port et en simple tâche motrice).



Second patient (P18). Sessions 1 à 3 = Baseline (/48h) ; Session 3' = Mise en place de l'orthèse (évaluation immédiate) ; Session 4 = Évaluation retardée (J15).

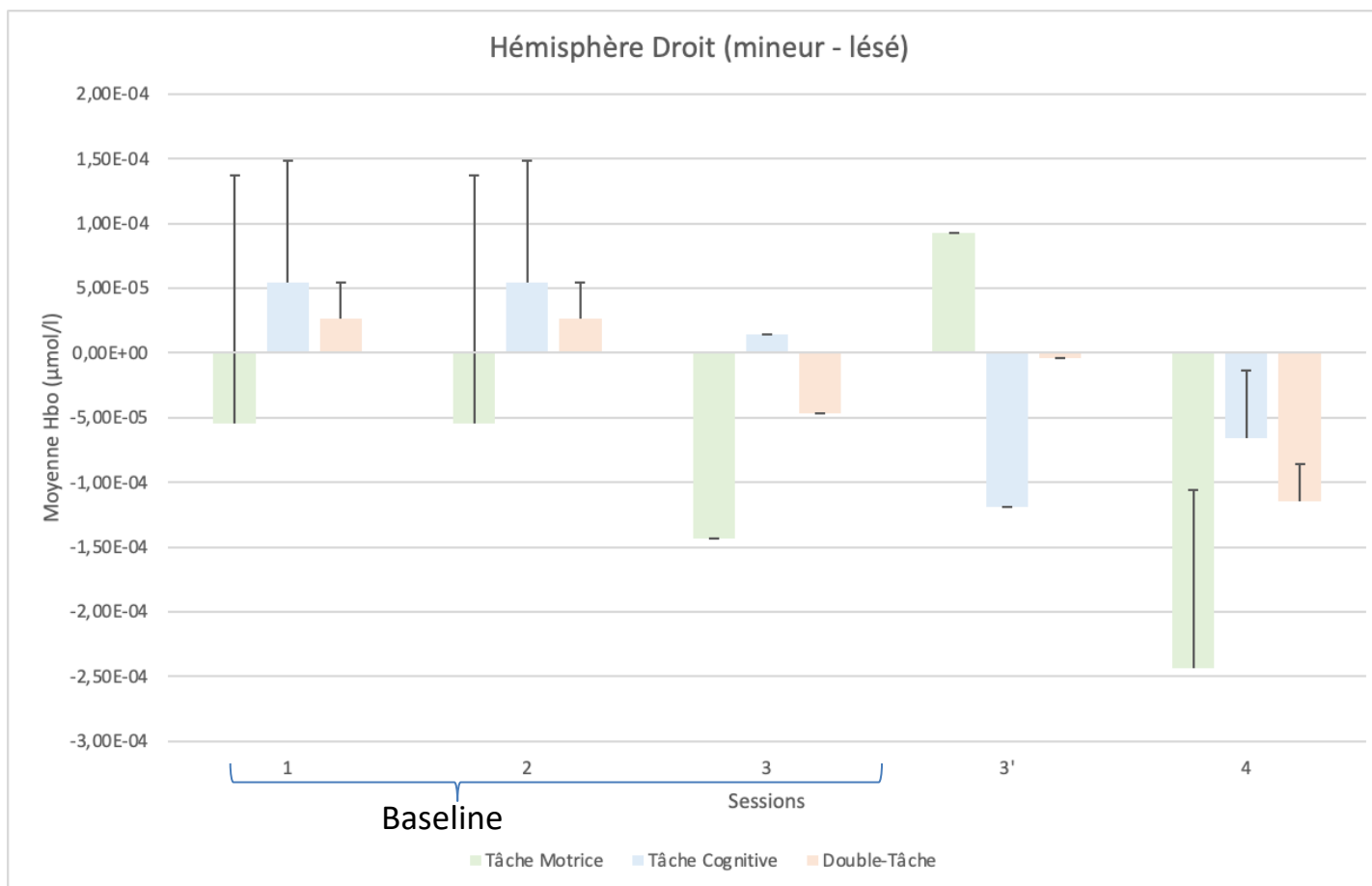
On constate une majoration progressive de l'activation des aires préfrontales en simple tâche motrice, pouvant être liée à une plus grande activité corticale du côté lésé. Il semblerait qu'il y ait une activation plus importante du côté lésé en double-tâche et après mise en place de l'orthèse (qui pourrait permettre un accompagnement de la reprise d'activité du côté lésé). Concernant, la simple tâche cognitive, on retrouve de nombreuses valeurs négatives pouvant, une fois de plus, être expliquées par une anticipation de la tâche lors de la baseline.





Troisième patient (P27). Sessions 1 à 3 = Baseline (48h) ; Session 3' = Mise en place de l'orthèse (évaluation immédiate) ; Session 4 = Évaluation retardée (J15).

En simple tâche motrice, on note une franche augmentation de l'activité corticale préfrontale immédiatement après mise en place de l'AFO, avec très nette diminution au bout de quinze jours. En simple tâche cognitive, on observe une tendance à une activation bien moindre, sans conclusion possible quant à l'influence de l'orthèse du fait des valeurs négatives (qui pourraient relever de l'anticipation de l'activité lors de la baseline). Enfin, en double-tâche, on constate une importante diminution de l'activité corticale préfrontale au bout de quinze jours, après mise en place de l'AFO.



Troisième patient (P27). Sessions 1 à 3 = Baseline (48h) ; Session 3' = Mise en place de l'orthèse (évaluation immédiate) ; Session 4 = Évaluation retardée (J15).

On distingue de nombreuses valeurs négatives pouvant être corrélées à une anticipation des tâches lors de la baseline. On dénote également une tendance globale à la diminution de l'activité corticale préfrontale au fil des sessions et après mise en place de l'AFO, notamment au bout de quinze jours de port de l'orthèse, avec une interprétation difficile du fait de l'importante différence avec la baseline.

## 8.5. Données GAITRite®

L'ensemble des résultats obtenu figure dans les graphiques suivants, représentant les données GAITRite® (vitesse, longueur de pas gauche et droit, variabilité en durée de pas gauche et droit) obtenues pour chaque patient.

Pour chaque donnée, une moyenne statistique a été calculée, avec écart-type (pour les données où plusieurs valeurs ont pu être recueillies) pour chaque session.

Les données concernant la tâche motrice isolée (marche) sont représentées en nuances de vert, tandis que les données concernant la double-tâche cognitivo-motrice sont représentées en nuances d'orange.

La mise en place des releveurs a été réalisée entre le premier et le second bloc de la troisième session et est représentée symboliquement sur les différents graphiques par un éclair.

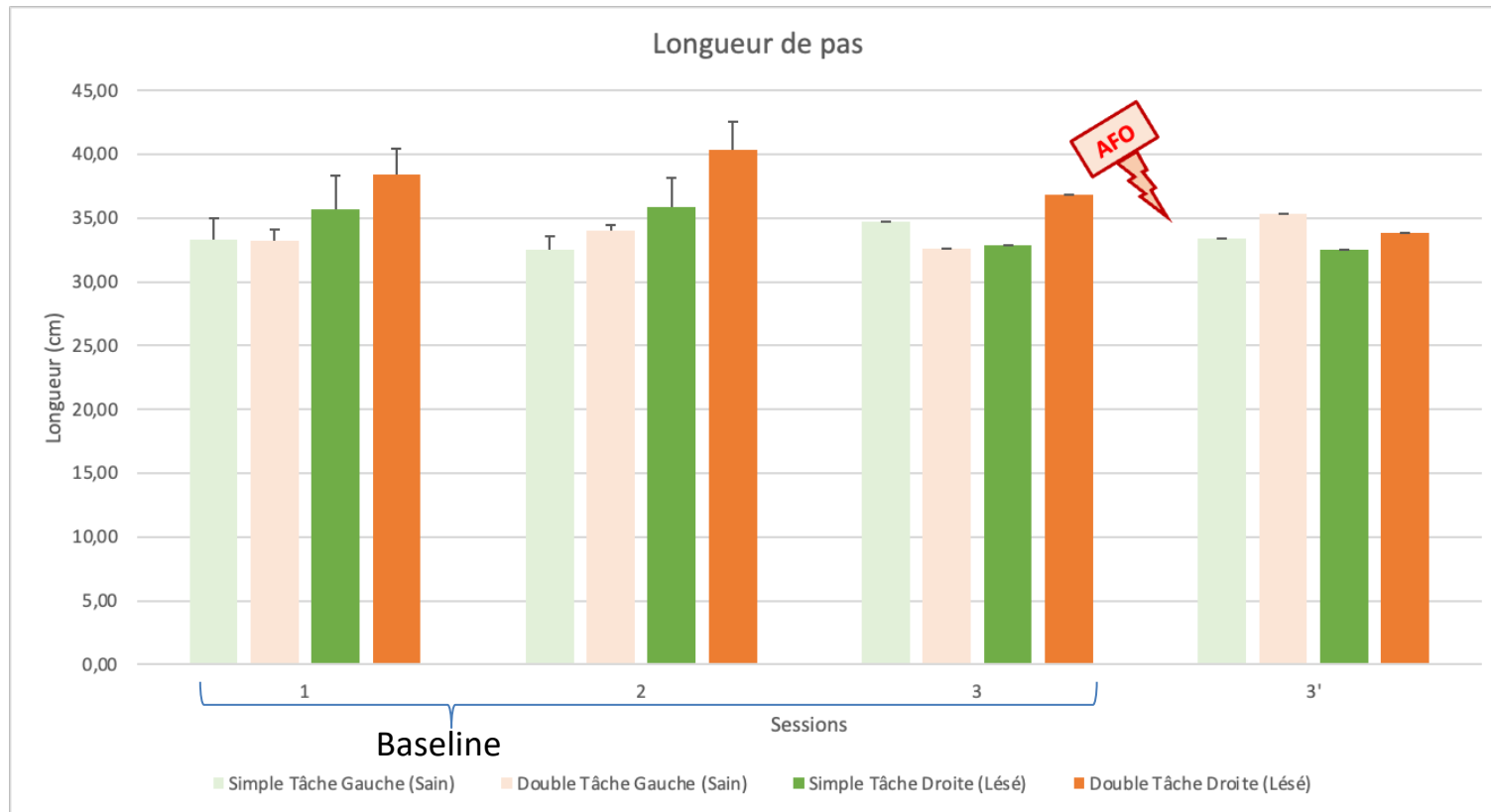
Il est à noter que la variabilité des pas est faible pour l'ensemble des patients. L'indice de variabilité recueilli est l'écart-type, correspondant au coefficient de variation multiplié par la moyenne. Il s'agit d'un indice de dispersion des valeurs, plus l'écart-type est élevé, plus les valeurs sont susceptibles d'être éloignées de la moyenne (autour de celle-ci).

Figure 12 : Données GAITRite® représentées sous forme d'histogramme



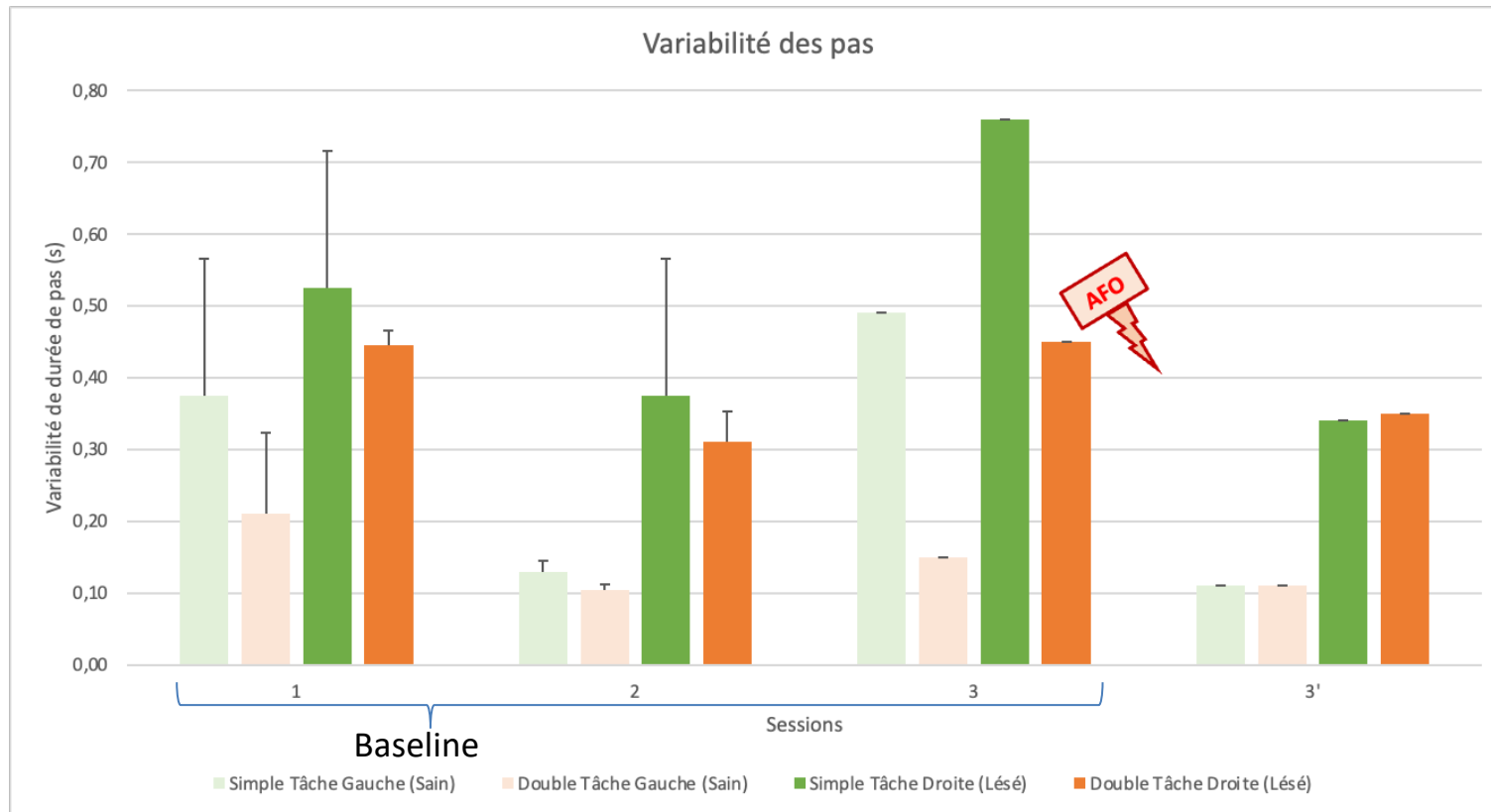
Premier patient (P13). Sessions 1 à 3 = Baseline (/48h) ; Session 3' = Mise en place de l'orthèse (évaluation immédiate) ; Session 4 = Évaluation retardée (J15).

On retrouve une tendance à l'amélioration de la vitesse de marche au fil des sessions, à l'exception de la troisième séance (fatigue probable du fait du rapprochement des séances dans le temps). On peut toutefois se poser la question d'une amélioration suite à la mise en place de l'orthèse (d'autant plus en double tâche).



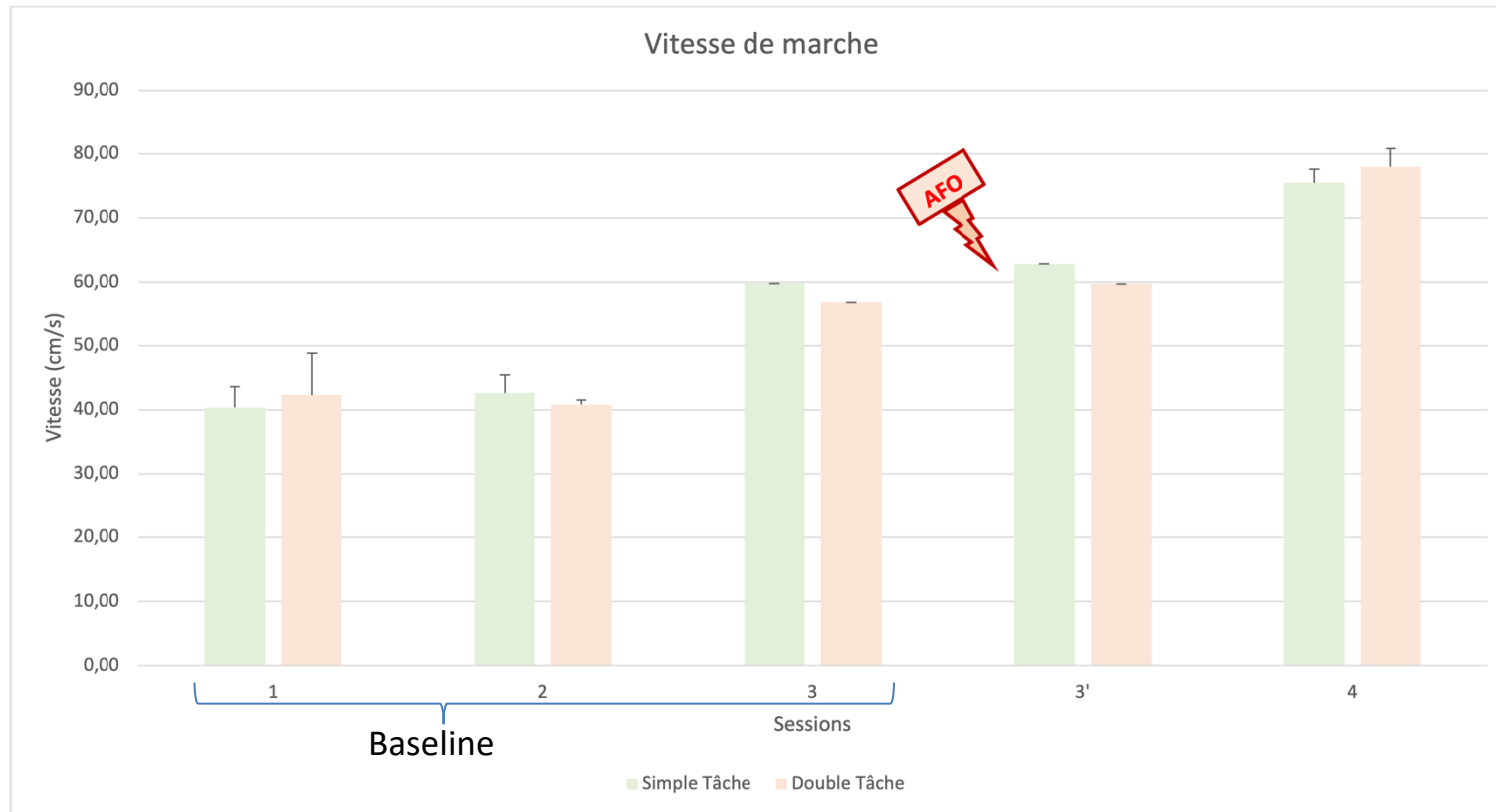
Premier patient (P13). Sessions 1 à 3 = Baseline (48h) ; Session 3' = Mise en place de l'orthèse (évaluation immédiate) ; Session 4 = Évaluation retardée (J15).

Il n'est pas mis en évidence de différence sur la longueur des pas (de façon bilatérale) chez cette patiente, sans effet notable de la mise en place de l'AFO.



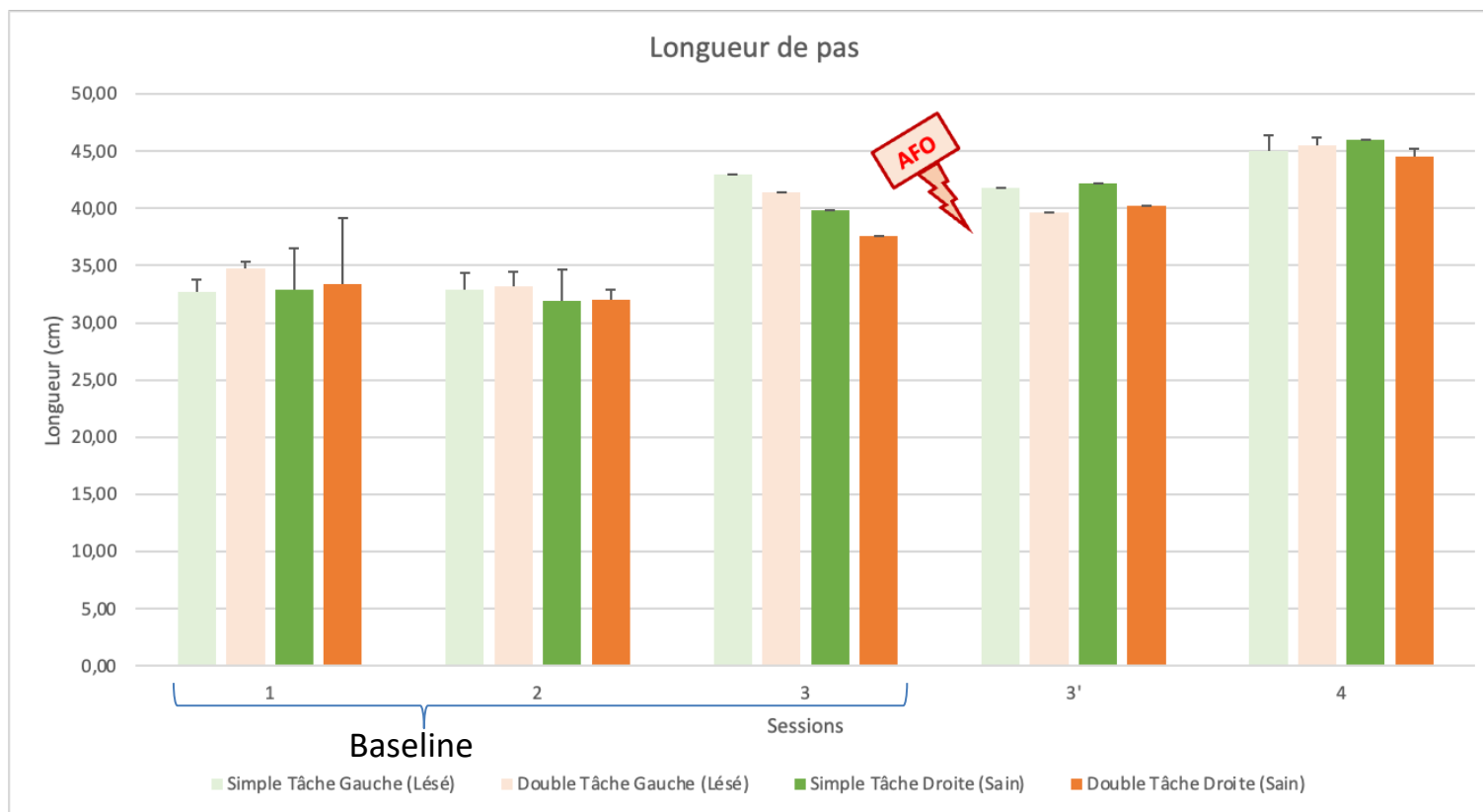
Premier patient (P13). Sessions 1 à 3 = Baseline (/48h) ; Session 3' = Mise en place de l'orthèse (évaluation immédiate) ; Session 4 = Évaluation retardée (J15).

On peut décrire une tendance à la diminution de la variabilité des pas (en durée) immédiatement après la mise en place de l'AFO, de façon prioritaire du côté lésé et en simple tâche. Il est à noter que cette variabilité des pas est plus importante du côté lésé lors de chaque session.



Second patient (P18). Sessions 1 à 3 = Baseline (48h) ; Session 3' = Mise en place de l'orthèse (évaluation immédiate) ; Session 4 = Évaluation retardée (J15).

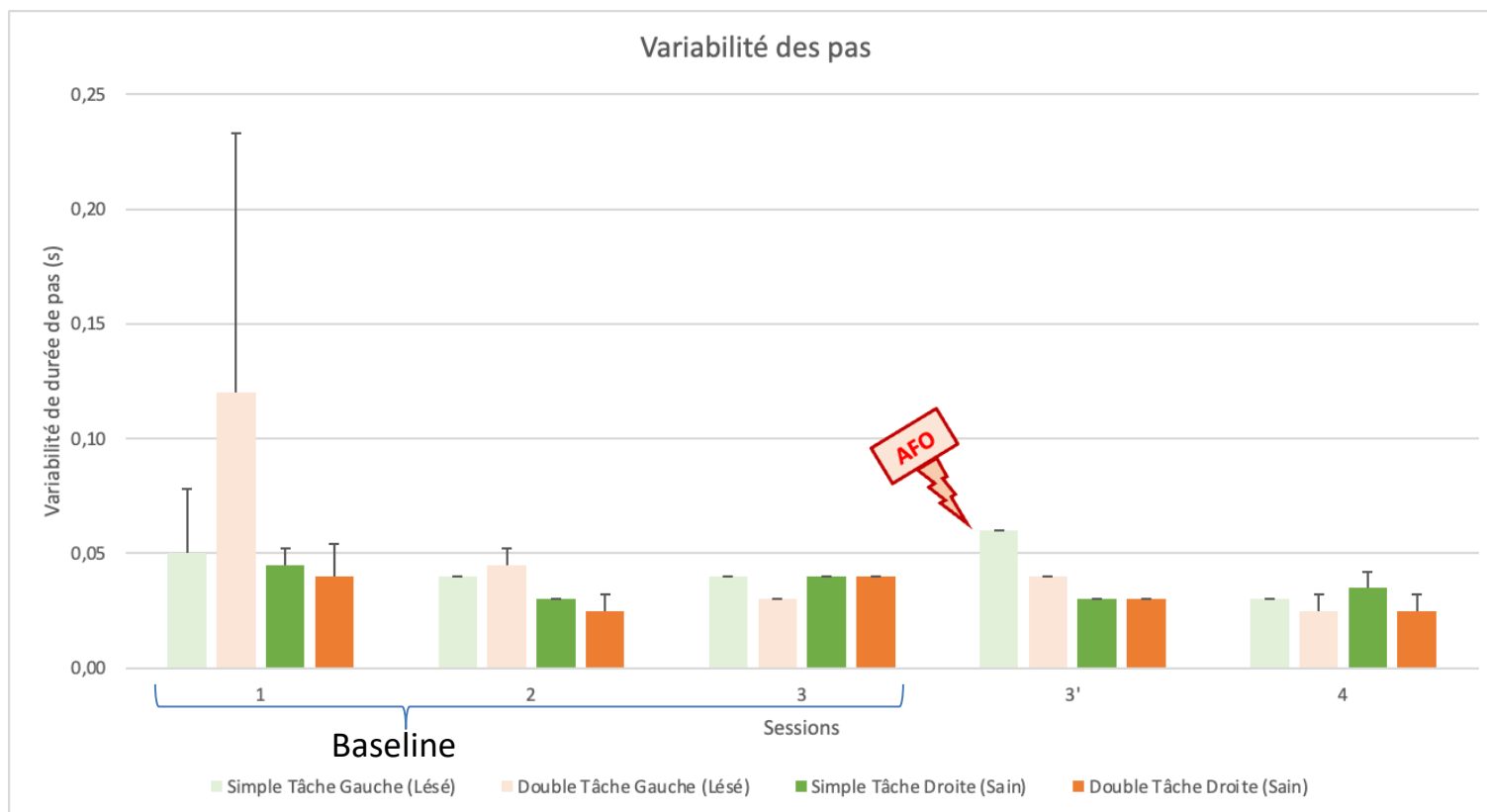
On constate une tendance à l'amélioration de la vitesse de marche, sans noter d'amélioration immédiate après la mise en place de l'orthèse.



Second patient (P18). Sessions 1 à 3 = Baseline (/48h) ; Session 3' = Mise en place de l'orthèse (évaluation immédiate) ; Session 4 = Évaluation retardée (J15).

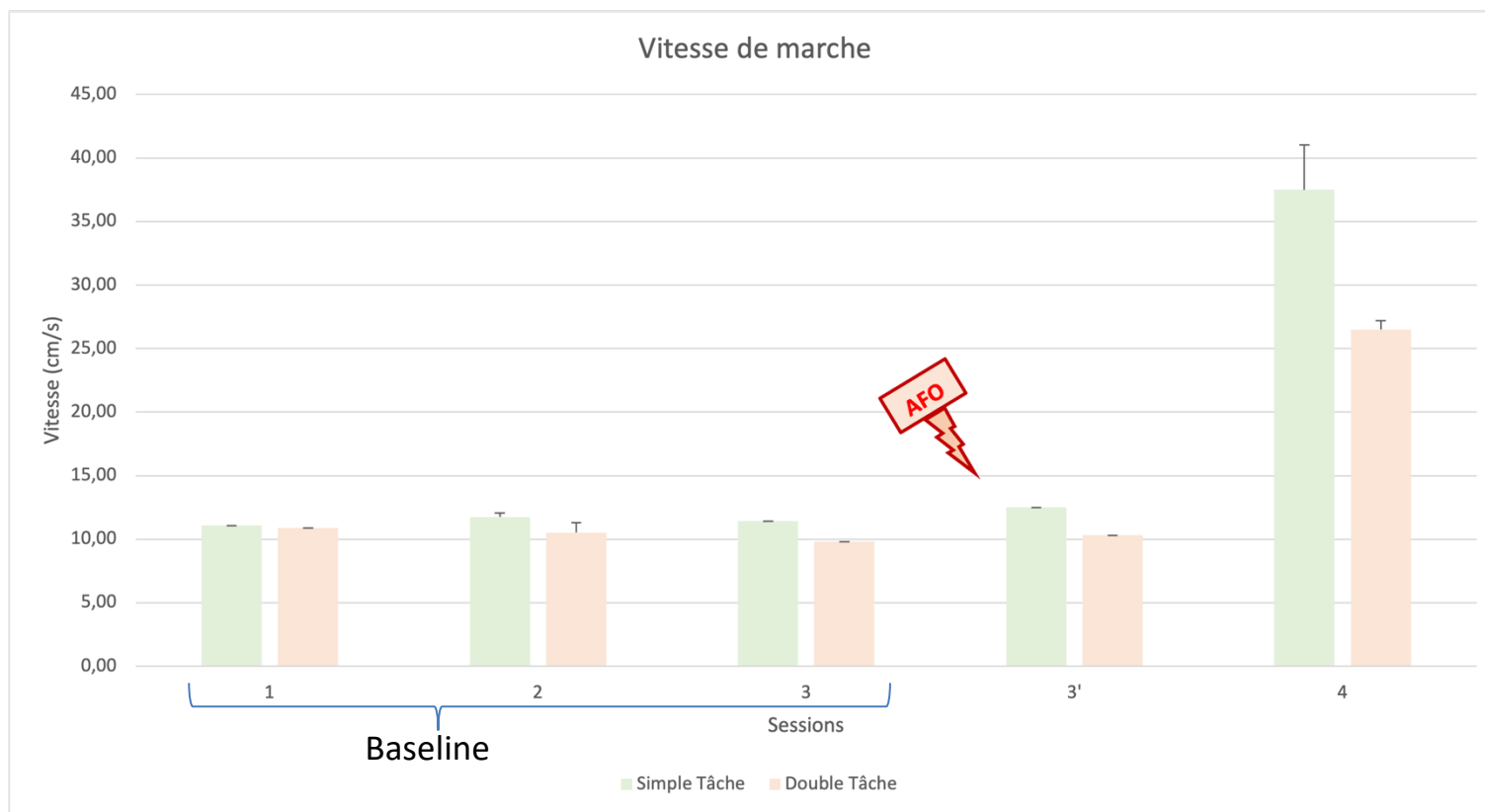
On observe une augmentation de la longueur des pas, sans effet immédiat après la mise en place de l'AFO, s'expliquant peut-être par la nécessité d'un temps d'adaptation.





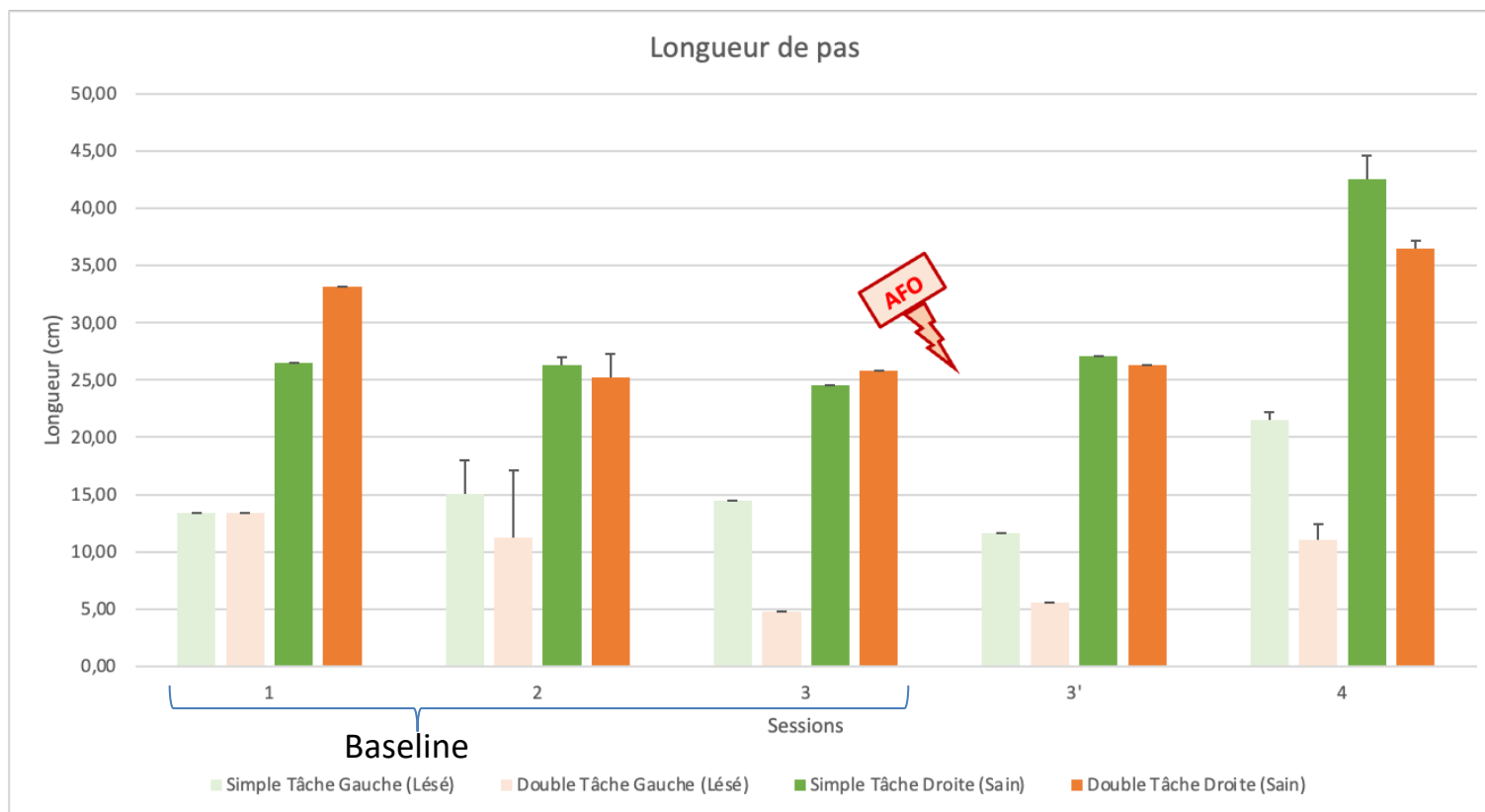
Second patient (P18). Sessions 1 à 3 = Baseline (48h) ; Session 3' = Mise en place de l'orthèse (évaluation immédiate) ; Session 4 = Évaluation retardée (J15).

On ne note pas de grande variabilité des pas dans l'ensemble, avec une diminution de celle-ci après la mise en place de l'AFO. Immédiatement après la mise en place de l'orthèse, on retrouve une majoration de la variabilité des pas du côté lésé pouvant être liée à une perturbation du schéma de marche intégré par la patiente.



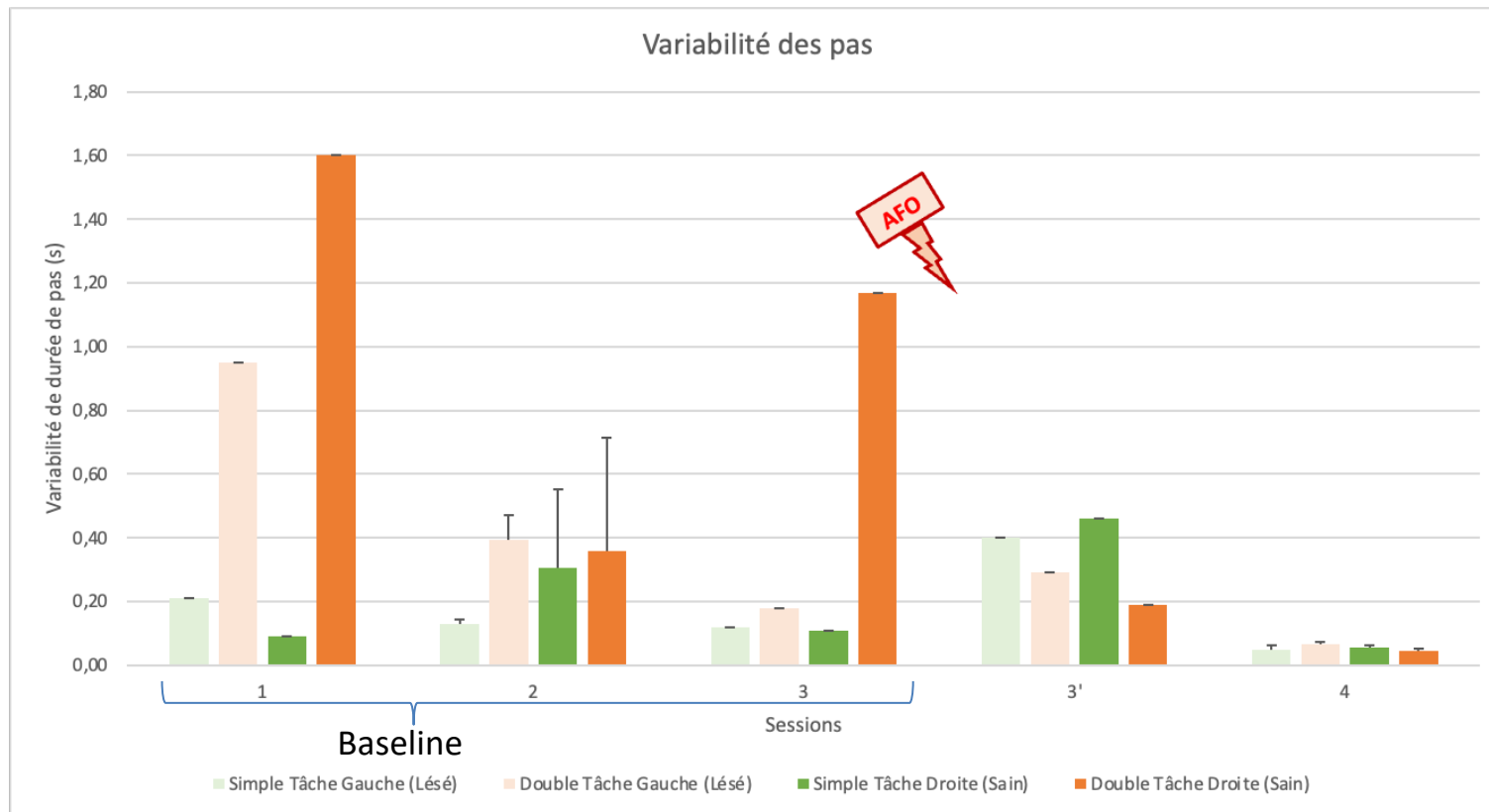
Troisième patient (P27). Sessions 1 à 3 = Baseline (48h) ; Session 3' = Mise en place de l'orthèse (évaluation immédiate) ; Session 4 = Évaluation retardée (J15).

On observe une franche amélioration à deux semaines de la mise en place de l'orthèse, qui pourrait être liée à l'effet de celle-ci sur le schéma de marche après compensation des déficits, avec une possible amélioration liée aux progrès en cours de rééducation, ceci plus encore en simple tâche.



Troisième patient (P27). Sessions 1 à 3 = Baseline (48h) ; Session 3' = Mise en place de l'orthèse (évaluation immédiate) ; Session 4 = Évaluation retardée (J15).

On retrouve une tendance à la diminution de la longueur des pas au bout de la troisième session, pouvant être liée à une fatigue accumulée après trois répétitions du protocole à deux jours d'intervalle. On constate par la suite une franche amélioration après deux semaines de port de l'orthèse (de façon bilatérale).



Troisième patient (P27). Sessions 1 à 3 = Baseline (/48h) ; Session 3' = Mise en place de l'orthèse (évaluation immédiate) ; Session 4 = Évaluation retardée (J15).

On note une très nette diminution de la variabilité des pas, avec une tendance à l'augmentation transitoire de celle-ci immédiatement après la mise en place de l'orthèse du côté lésé. On observe également une franche majoration de la variabilité en double tâche qui semble distinctement diminuer après mise en place de l'AFO.

## 8.6. Synthèse par patient

Pour chaque patient, une courbe de tendances a été réalisée, avec représentation des principales caractéristiques :

- données n-back en double tâche,
- données fNIRS en double tâche à droite et gauche,
- vitesse de marche en double tâche,
- différence de longueur de pas en double tâche (côté sain – côté lésé),
- variabilité de durée des pas en double tâche à droite et gauche.

Il faut noter que, par soucis de lisibilité et afin d'avoir l'ensemble des courbes sur le même graphique pour chaque patient, des coefficients multiplicateurs ont été appliqués (avec suppression de l'échelle en conséquence). Ces données ne sont donc à interpréter qu'en comparaison de tendances. Enfin, pour chaque type de données, les coefficients appliqués au sein du même graphique sont identiques (par exemple pour les données fNIRS droites et gauches, un même coefficient a été appliqué).

### 8.6.1. Premier patient – P13

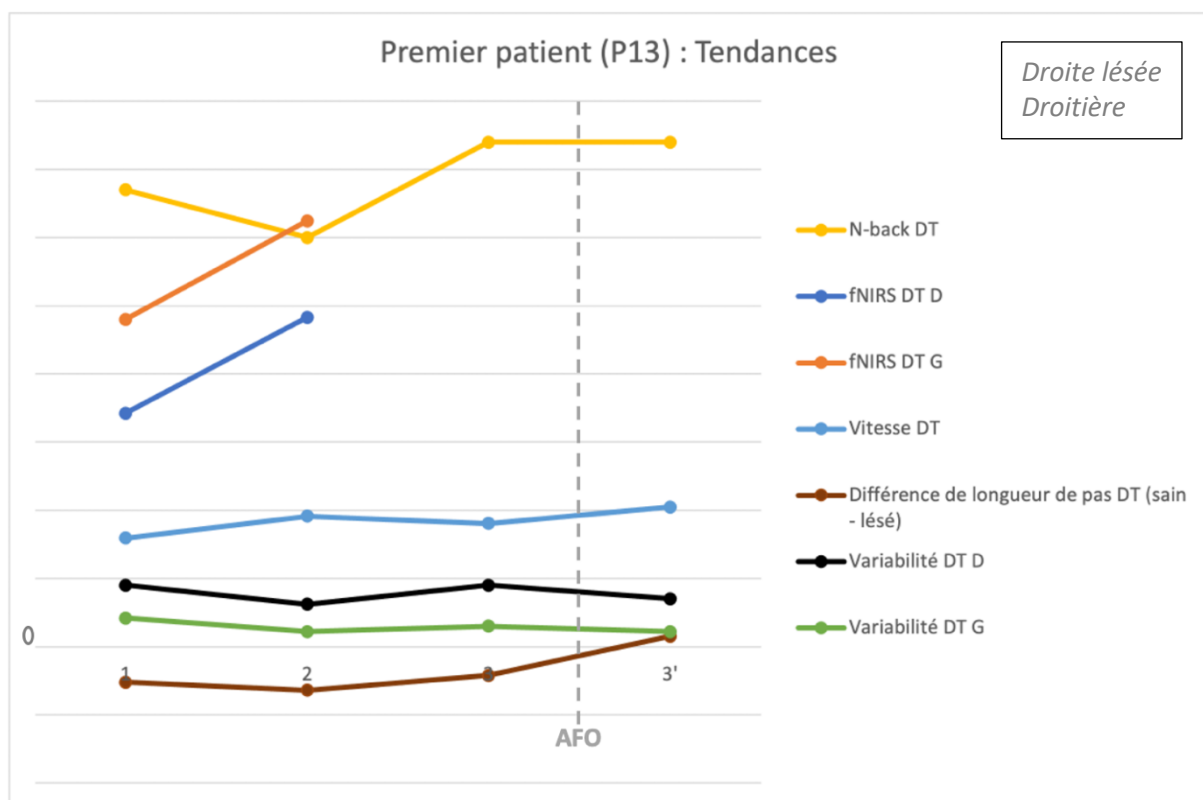


Figure 13 : Courbe de tendances pour le premier patient (P13)

Pour ce patient, on peut remarquer :

- une tendance à l'amélioration des données n-back en double tâche,
- un début d'amélioration des données fNIRS en double tâche sur seulement 2 sessions,
- une tendance à l'amélioration de la vitesse de marche en double tâche,

- une tendance à la diminution de l'asymétrie des pas en double tâche, plutôt en faveur d'une augmentation de longueur de pas du côté sain (pouvant être expliquée par un appui plus sûr du côté lésé),
- une tendance à la diminution de la variabilité des pas en double tâche à droite et gauche.

On peut donc conclure à une globale amélioration des paramètres cognitifs et spatio-temporels de la marche en double tâche. Il n'y a malheureusement pas assez de données pour conclure sur les données fNIRS. Absence de donnée à 15 jours de la mise en place de l'orthèse.

### 8.6.2. Second patient – P18

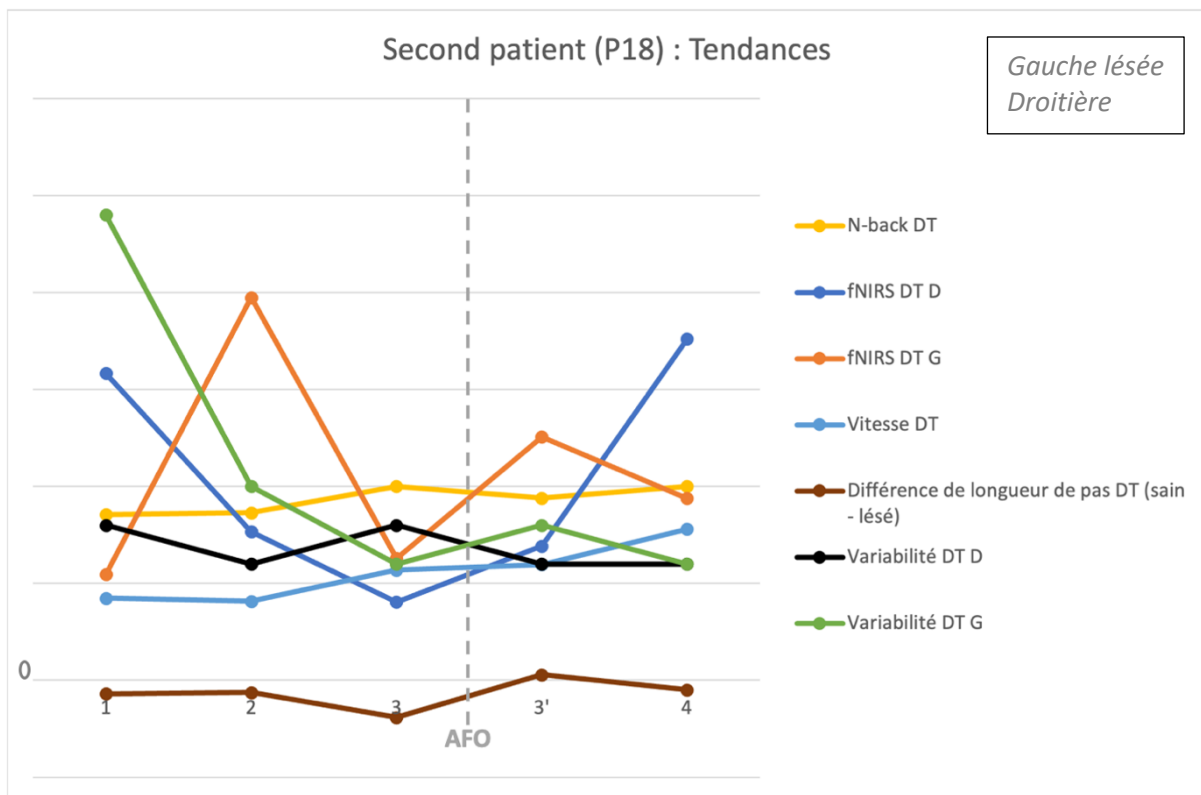


Figure 14 : Courbe de tendances pour le second patient (P18)

Dans le cas de ce patient, on voit :

- une tendance à l'amélioration des données n-back en double tâche, y compris 15 jours après la mise en place de l'orthèse, avec une légère diminution immédiatement après la mise en place de celle-ci,
- des données disparates difficiles à interpréter pour ce qui est de la fNIRS en double tâche de façon bilatérale,
- une tendance à l'amélioration de la vitesse de marche en double tâche, y compris 15 jours après la mise en place de l'AFO,
- une globale stabilité de l'asymétrie des pas en double tâche,
- une tendance à la diminution de la variabilité des pas en double tâche à droite et surtout à gauche (côté lésé).

Il est possible de conclure à une amélioration des données n-back (avec possible perturbation lors de la mise en place de l'orthèse et résolution à distance) et une globale amélioration des paramètres spatio-temporels de la marche (à l'exception de l'asymétrie des pas qui est stable). Il n'est pas possible d'interpréter les données fNIRS compte tenu du caractère disparate de celles-ci.

### 8.6.3. Troisième patient – P27

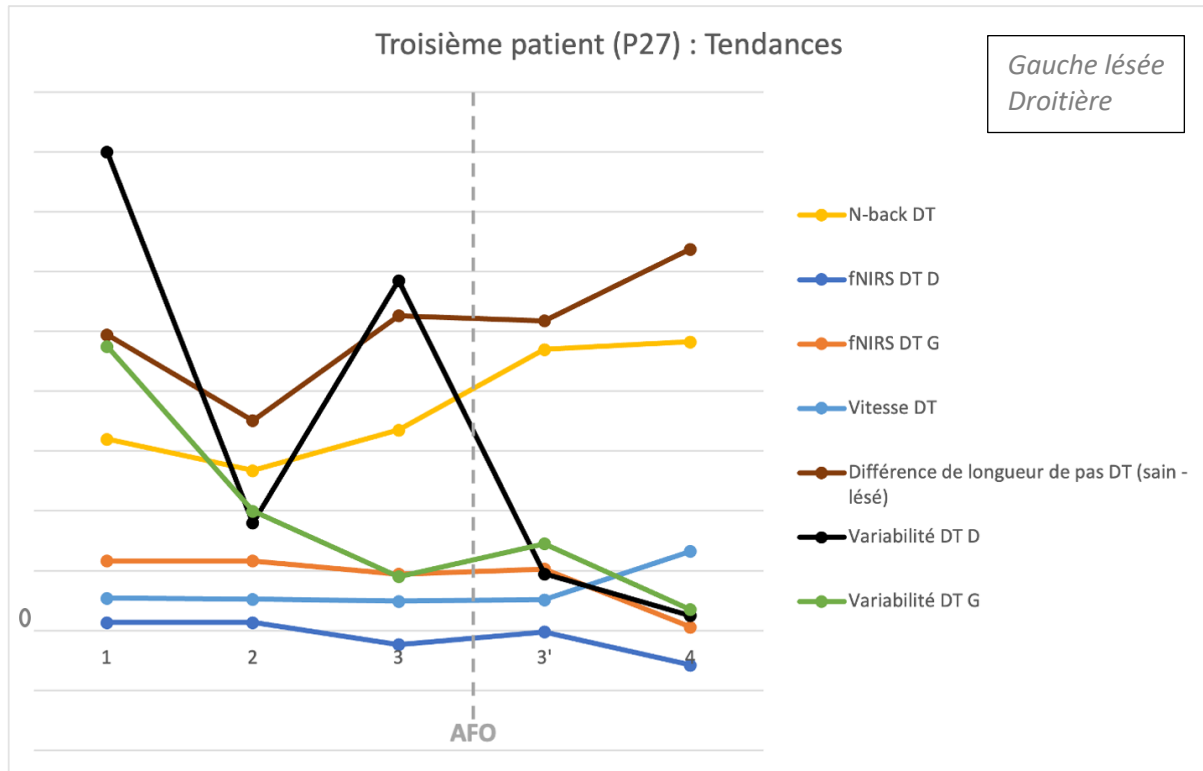


Figure 15 : Courbe de tendances pour le troisième patient (P27)

Enfin, pour ce patient, on observe :

- une tendance à l'amélioration des données n-back en double tâche, se poursuivant après la mise en place de l'orthèse,
- une diminution du signal fNIRS à 15 jours de la mise en place de l'orthèse, en faveur d'une diminution de la charge attentionnelle à la marche en double tâche,
- une tendance à l'amélioration de la vitesse de marche en double tâche 15 jours après la mise en place de l'orthèse,
- une tendance à l'augmentation de l'asymétrie des pas en double tâche, en faveur d'une augmentation de longueur de pas du côté sain ou d'une diminution de celle du côté lésé,
- une globale tendance à la diminution de la variabilité des pas en double tâche à droite et gauche.

L'interprétation de ce graphique est en faveur d'une amélioration des données n-back en double tâche, concomitante d'une diminution de variabilité des pas et d'une majoration de l'asymétrie des pas, avec une amélioration de la vitesse de marche après mise en place de l'orthèse, pouvant traduire un effet bénéfique de celle-ci avec réorganisation du schéma de

marche. Par ailleurs, il est mis en évidence une diminution de la charge attentionnelle en double tâche (données fNIRS) à 15 jours de la mise en place de l'orthèse, avec des résultats à nuancer du fait du caractère non interprétable chez les autres patients.



## Discussion

---

### 9.1. Tendances statistiques mises en évidence

Il est donc vraisemblable qu'il y ait un impact de l'appareillage par AFO sur la charge attentionnelle à la marche dans les suites d'un AVC : une majoration initiale lors de la mise en place de l'orthèse, puis une tendance à la diminution de celle-ci (avec diminution du nombre d'erreurs au n-back et amélioration des paramètres spatio-temporels de la marche). Cependant les données de spectrophotométrie sont plus partagées et difficiles d'interprétation.

Les données recueillies ne concernaient que trois patients. Il faut donc tout d'abord discuter de l'absence de données suffisantes pour obtenir une significativité statistique au sens propre du terme. Il n'a ainsi pas été possible de réaliser de test statistique de comparaison, et compte tenu du caractère très disparate des résultats obtenus, le choix s'est porté sur une analyse de chaque cas séparément (plutôt que sur une analyse de la moyenne de l'ensemble des valeurs pour chaque critère de jugement).

**Concernant les données n-back**, on note une tendance globale à l'amélioration à chaque session, en faveur d'un processus d'apprentissage et d'une meilleure disponibilité cognitive (diminution de l'interférence cognitivo-motrice). Il est important de noter que ces diminutions du nombre d'erreurs sont encore plus importantes à J15 de la mise en place de l'orthèse.

Lors de la réalisation du protocole, les patients adoptaient des stratégies cognitives leur permettant de diminuer le nombre d'erreurs en n-back, avec nécessité de processus d'inhibition afin de ne pas simplement répéter le chiffre précédemment dit et éventuelles anticipations. Ces stratégies, après la phase de rodage, étaient plus ou moins efficaces (permettant ainsi, outre le fait d'aboutir à des réponses correctes, d'utiliser le moins de ressources attentionnelles possibles). Les améliorations observées peuvent donc être également liées à une amélioration stratégique et il apparaît légitime de se poser la question de la pertinence de cette évaluation cognitive, puisqu'elle peut permettre d'évaluer la stratégie plus que la charge cognitive.

Il s'agit donc d'une bonne évaluation pour évaluer les capacités frontales (qui interviennent de façon prépondérante dans les processus d'inhibition des réponses), mais si la mise en jeu de ces stratégies compense la difficulté nécessaire à augmenter la charge attentionnelle, l'évaluation sera plus procédurale que cognitive pure.

Cependant, l'utilisation du test en 2-back était trop compliqué pour les patients (avec nécessité de mise en jeu de la mémoire immédiate, voire de travail), ne permettant donc pas une discrimination suffisante. Le test en 1-back permettait d'obtenir plus de bonnes réponses, sans pour autant assurer de mesurer l'influence de la charge attentionnelle (du fait de la nette prédominance procédurale). La charge cognitive semble donc très différente entre les tests en 0-back, 1-back et 2-back, ce qui pousse à vouloir trouver un test cognitif à la fois plus simple et sensible, donc plus discriminant. L'objectif étant que le test cognitif consomme suffisamment de ressources cognitives pour induire une majoration de la charge attentionnelle à la marche (avec épuisement des réserves attentionnelles).

**Concernant les données fNIRS**, les résultats sont plus disparates et difficiles à interpréter. En effet, il faut envisager l'impact de la latéralité de la lésion et de l'hémisphère majeur de

chaque patient. De plus, on remarque de nombreuses hétérogénéités de signal du fait des multiples artefacts. Sur certains tracés, il semblerait qu'il y ait une majoration de l'oxygénation des aires préfrontales (susceptible d'être liée à une majoration de leur activité), cependant l'inconstance des résultats ne permet pas d'isoler concrètement une tendance. Il faut savoir que les valeurs négatives obtenues correspondent à une activité cérébrale enregistrée moins importante que l'activité de la baseline (ce qui peut être lié à des interférences de signal ou à une anticipation de l'activité lors de la baseline (94)).

Une information importante est le fait que la baseline (10 dernières secondes avant le début de la marche) était réalisée en orthostatisme, donc non au repos (puisque un équilibre de contractions entre les agonistes et antagonistes permet la station bipodale en équilibre, d'autant plus chez des patients ayant souvent un temps passé au fauteuil roulant très important et chez qui la station debout est inhabituelle), ce qui pourrait induire une activité cérébrale différente de l'état de base stricto sensu et donc participer à l'explication des résultats négatifs lors des tâches cognitives. Cependant, les simples tâches cognitives étant réalisées en orthostatisme également, cette donnée ne peut pas expliquer à elle seule les résultats aberrants, du moins en apparence. Enfin, il est possible que pour ces patients, rester debout soit plus simple en fin de séance qu'en début de séance, après avoir trouvé un certain équilibre (précaire en début de session). Ce d'autant plus que les doubles tâches étaient systématiquement réalisées après les simples tâches.

Il semblerait que l'ensemble des patients ait une diminution de concentration en HbO<sub>2</sub> lors de la tâche cognitive seule, ce qui suggère une activation moins importante des aires préfrontales lors de la simple tâche cognitive. Cependant les niveaux sont régulièrement inférieurs à ceux de l'activité de base, on peut donc se poser la question de la fiabilité de la fNIRS en tant qu'outil de mesure de l'activité corticale lors de la tâche cognitive pure. Une hypothèse serait que les patients anticipent la tâche cognitive plus qu'ils n'anticipent la tâche motrice (avec donc une baseline plus haute que lors de la simple tâche cognitive).

Le caractère discordant des résultats fNIRS obtenus pour les trois patients est décevant et implique un possible défaut de cet outil de mesure pour ce qui est de la charge attentionnelle à la marche. La spectrophotométrie fonctionnelle proche infra-rouge pourrait être un mauvais marqueur, dans la pratique clinique, de la charge attentionnelle à la marche. Dans ce contexte, il ne faut tout de même pas exclure un manque de fiabilité des données apportées par la fNIRS (100,169) et donc un caractère non interprétable des résultats (notamment sur de faibles échantillons). Une étude à plus grande échelle et avec une puissance statistique plus importante semble indispensable avant de pouvoir conclure sur ces données.

**Enfin, concernant les données GAITrite<sup>®</sup>**, on remarque une tendance à l'amélioration de l'ensemble des paramètres spatio-temporels de la marche (notamment de la vitesse de marche) à J15, sans franche différence sur les paramètres lors de la première mise en place de l'orthèse. Par ailleurs, la variabilité des pas a tendance à diminuer, ce qui est un résultat plutôt attendu, puisque (comme vu précédemment) les difficultés cognitives sont associées à une plus grande variabilité de pas.

Pour ce qui concerne les paramètres utilisés dans ce travail, on note une certaine irrégularité des pas rendant la différence de longueur des pas difficile à interpréter (avec des pas parfois plus longs du côté lésé que du côté sain, par probable appui plus prolongé du côté sain). De plus, la variabilité en longueur de pas (écart-type) pouvait également être intéressante à

étudier pour caractériser les répercussions attentionnelles sur la marche. La variabilité en durée (écart-type) a été étudiée afin d'avoir un paramètre temporel associé aux mesures spatiales dans l'étude. La multiplication des paramètres étudiés pouvant rendre l'interprétation plus difficile, il a été décidé de les limiter à ces trois indices spatio-temporels de marche, cependant les données ont été recueillies afin de permettre une étude secondaire de celles-ci si nécessaire.

Il faut cependant nuancer les résultats obtenus, du fait d'un possible impact de la rééducation et des progrès liés à la récupération au bout de 15 jours en phase subaiguë d'un AVC. Mais il n'est pas possible d'exclure un effet bénéfique de l'ajout de l'orthèse sur la qualité de la marche en simple et double-tâche. Il aurait fallu faire un suivi analytique de façon concomitante, par évaluation des déficiences, au cours du protocole (les échelles de déficience n'ont ici été réalisées qu'initialement du fait du faible nombre de sessions). Cela aurait permis de tenter de différencier l'effet de la rééducation de celui de l'orthèse, en permettant d'envisager un tableau de correspondance entre les indices fonctionnels et l'efficacité attendue de l'orthèse selon la durée de port. Cependant, il reste impossible de trouver un protocole permettant de différencier l'effet de la rééducation de celle de la récupération spontanée (les deux entités ayant lieu dans un même temps).

Dans ce travail, les trois patients étaient droitiers, on peut donc estimer que les hémisphères majeurs étaient les hémisphères gauches, où le signal semble globalement plus positif. Néanmoins, au vu du caractère très disparate des résultats et de l'absence de cas ayant un hémisphère droit majeur, il n'est pas possible de statuer sur l'impact de la dominance hémisphérique.

La première lésion était protubérantielle gauche (donc non corticale). Une donnée à prendre en compte dans l'interprétation de cette localisation est le fait que le centre de l'automatisme de la marche est situé au niveau bulbo-protubérantielle (372). De plus, les deuxième et troisième patients avaient des lésions corticales au niveau des hémisphères droits et il semblerait qu'il y ait une tendance à avoir un signal plus faible (voire négatif) à droite. Toutefois, la fiabilité des résultats est à relativiser compte-tenu de la très faible puissance statistique.

Le premier patient présentait de meilleures performances en simple tâche qu'en double tâche (que ce soit pour les performances cognitives au n-back ou pour ce qui est des paramètres spatio-temporels étudiés). Bien qu'un phénomène d'anticipation de la tâche plus important sur la simple tâche ait été évoqué, il reste incohérent qu'il n'ait pas lieu en double tâche. Une non-significativité de la différence est possible, de même qu'un effet de diminution du stress induit par la condition d'examen en double tâche comparé à la simple tâche (le patient n'ayant pas l'occasion de se focaliser sur la tâche cognitive et d'intégrer la situation stressante d'évaluation, dans un contexte de distraction par la tâche de marche), facilitant l'allocation des ressources attentionnelles.

Le second patient semblait avoir une meilleure compréhension des consignes, ce qui peut participer au profil de résultats plus cohérent, avec franche tendance à l'amélioration au fil du temps et moins de valeurs aberrantes (sauf pour la fNIRS).

En somme, il semble y avoir de meilleures performances concernant les tâches cognitives (données N-back) et les paramètres spatio-temporels de la marche (données GAITRite®) après mise en place de l'orthèse, surtout après un certain temps de port permettant aux

patients de s'habituer à l'orthèse et à l'intégration corticale du nouveau schéma de marche (schéma corrigé) de se produire.

Concernant l'influence des releveurs sur la charge attentionnelle à la marche, les données semblent cohérentes pour ce qui est de l'évaluation cognitive, cependant il est mis en évidence une mauvaise fiabilité et reproductibilité concernant les données de spectrophotométrie, avec une interprétation difficile.

## 9.2. Principaux profils de patients

Dans les suites d'un AVC, on note une perte d'automatisme de la marche, avec donc une charge corticale plus importante dans sa globalité.

Concernant la charge attentionnelle à la marche, on peut alors s'attendre à rencontrer trois situations lors de l'évaluation de la charge attentionnelle d'un patient dans les suites d'un accident vasculaire cérébral :

- 1) Une récupération ad integrum, dans laquelle on assiste à une normalisation des échelles de déficience, avec des valeurs identiques entre le côté sain et le côté lésé (en l'absence d'autre anomalie), avec en conséquence une activation corticale préfrontale attendue faible.
- 2) Un réapprentissage, au cours duquel l'activation corticale préfrontale diminuera dans le temps. Le corps humain ayant une propension à fonctionner à l'économie afin d'éviter de gaspiller des ressources, la charge attentionnelle mise en jeu sera en effet plus basse compte tenu d'une récupération d'un certain automatisme de la marche. De plus, on observe dans ces cas une récupération d'une confiance à la marche, en son automaticité, ce qui accentue d'autant plus la diminution de la charge attentionnelle développée. La plupart des patients pris en charge en rééducation (donc suffisamment déficitaires pour nécessiter les interventions présentées) devrait être dans ce cas de figure en phase subaiguë dans les suites d'un AVC.
- 3) Une absence d'apprentissage, pouvant être liée :
  - à une atteinte trop sévère, dépassant le seuil de plasticité,
  - à un processus de sidération en phase initiale,
  - à un dépassement des capacités de récupération avec atteinte d'un plateau fonctionnel ne permettant pas de récupération au-delà.

Chaque perturbation des systèmes automatiques entraînera donc la mise en place d'un pilotage volontaire, coûteux sur le plan des ressources cognitives, sans réelle récupération. Il conviendra alors d'avoir pour objectif un traitement de la perturbation en cause.

Au cours de la rééducation, en phase de réapprentissage, on devrait avoir un engagement actif du cerveau (se traduisant par une augmentation de la charge attentionnelle), dans le but d'obtenir une réactivation progressive des différentes aires corticales. Cette réactivation passe par la répétition des situations et par la variation de celles-ci pour permettre un ancrage et une consolidation des acquis afin d'essayer d'aboutir à l'activation de nos systèmes autonomes (avec possibilité d'inhibition lors d'une prise de contrôle volontaire qui est coûteuse). Il apparaît donc possible de varier les modalités de rééducation selon la phase de la prise en charge.

Une étude de la charge attentionnelle en cours de réapprentissage se doit donc d'être réalisée dans des conditions standardisées, avec dans l'idéal une mesure comparative effectuée sur

des témoins (volontaires sains appariés sur certains critères démographiques clés par exemple). Ce qui permettrait de quantifier les modifications, volontaires ou non, de l'allocation des ressources attentionnelles, sans avoir l'intervention de facteurs confondants comme l'impact de la confiance du patient en son schéma de marche ou celle d'une distractibilité accrue par exemples.

Enfin, concernant les trois patients étudiés dans ce protocole, il semblerait qu'ils soient tous en phase de réapprentissage, avec une amélioration des paramètres spatio-temporels et cognitifs lors de la marche en double tâche et en l'absence de récupération ad integrum.

### **9.3. Difficultés rencontrées**

Sur le plan matériel, le casque n'a pas été supporté chez un des patients, ayant conduit à la non-réalisation de la mesure fNIRS lors de la troisième session et au refus de participation à la quatrième session.

Par ailleurs, des difficultés d'inclusion des patients ont été rencontrées. En effet, du fait des critères d'inclusion assez spécifiques, même en élargissant le recrutement à l'ensemble des AVC (en incluant les atteintes cérébelleuses et en n'excluant finalement que les atteintes frontales pouvant altérer le signal fNIRS), le recrutement a été limité (seulement 3 patients contre les 10 prévus initialement).

Ces difficultés de recrutement peuvent s'expliquer en partie par l'organisation de service, du fait que l'on soit en soins courants. En effet, certains releveurs avaient été mis en place avant que l'inclusion du patient ait pu être réalisée. De surcroît, un conflit potentiel a été rapporté avec le pronostic fonctionnel si l'on attendait l'inclusion avant de mettre en place le releveur (ce qui est donc discutable sur le plan éthique). Certains patients ne marchent suffisamment que grâce au releveur et ne peuvent donc pas participer au protocole avant d'être appareillés (ne remplissant pas les conditions d'inclusion sans l'appareillage). Or, attendre qu'ils soient suffisamment marchants entraînerait une perte de temps considérable et donc impacterait potentiellement le pronostic de récupération. Ces difficultés sont liées au fait que le protocole ne prenait pas en compte d'anciennes orthèses et n'évaluait que les premières mises (par soucis de standardisation).

Afin de remédier à ces problèmes de recrutement, il faudrait que chaque mise en place de releveur soit validée médicalement au décours d'un examen envisageant l'inclusion dans le protocole d'étude ; ce durant une période déterminée, afin de ne pas oublier d'inclusion potentielle. Pour ce qui est des patients nécessitant l'orthèse afin d'atteindre les critères de marche permettant l'inclusion, un échange pluriprofessionnel doit être encouragé, afin de discuter de l'impact fonctionnel d'un délai avant mise en place de l'orthèse. Cela pourrait être effectué pendant les temps de réunion de concertation pluriprofessionnelle hebdomadaire inhérents aux services de MPR (staffs), ou à l'issue de ceux-ci.

Il est possible de discuter l'intérêt d'être moins restrictif sur les critères d'inclusion et d'inclure également les patients déjà appareillés dans l'étude, afin de réaliser – sur de plus grands effectifs – l'évaluation à distance de la mise en place de l'orthèse. Dans un souci de comparabilité, il conviendrait d'interpréter les résultats en fonction de la durée de port depuis la mise en place et selon l'état fonctionnel du patient (en se basant par exemple sur un score fonctionnel moteur ou sur l'indice de Barthel lors de chaque session). Une évaluation

concomitante d'indicateurs fonctionnels et d'échelles de déficience semble donc pertinente, afin de tenter de les corrélés à une éventuelle efficacité de l'appareillage.

Une autre difficulté a été la présence d'artefacts avec le signal fNIRS. Comme vu précédemment, les causes d'artefacts sont nombreuses avec cette méthode et il a notamment pu être mis en évidence des modifications du signal (probablement par brouillage du signal Bluetooth) si l'aidant – marchant à côté du patient – se trouve entre le patient et l'ordinateur.

Par ailleurs, au vu de l'importante variabilité intra-individuelle, la spectrophotométrie ne semble pas très fiable pour l'établissement d'un protocole d'évaluation clinique individualisé. Une évaluation sur une cohorte de patients plus importante reste envisageable, mais l'utilisation en pratique courante pour adapter les thérapeutiques semble compromise. On peut donc se poser la question de l'utilisation de cette méthode pour la poursuite de ce type de protocole d'étude à l'avenir. Il semble pertinent de réaliser une nouvelle évaluation de la fNIRS sur le plan méthodologique avant de l'utiliser, afin de mieux caractériser sa fiabilité à petite ou grande échelle.

Un autre obstacle a été que certains patients n'ont finalement pas pu être inclus car n'ayant besoin du releveur que transitoirement. Ce cas de figure reste rare dans le cadre d'une évaluation à J0 et J15, mais devient plus fréquent si l'on envisage un suivi à plus long terme (par exemple à 6 mois de l'AVC ou de la première évaluation ou mise en place de l'orthèse). De plus, bien que certains patients aient besoin de mettre en place l'orthèse au long cours, un nombre considérable d'entre eux finit par ne plus la porter (du fait d'une absence de nécessité, d'une pénibilité de port ou de mise en place, d'un impact social avec une appréhension du regard des autres ou du rappel par l'orthèse de leur situation de handicap).

Enfin, l'évaluation sur trois sessions pour établir une baseline a été vécue comme redondante et fastidieuse par l'ensemble des patients et pouvait s'avérer difficile à mettre en place selon les plannings de rééducation ou des intervenants ; tandis que les évaluations ultérieures semblaient plus tolérables et faciles à mettre en place (avec une tolérance de 48 heures de battement). Cela peut se traduire par une participation variable selon la fatigue, l'humeur, la motivation et la personnalité des patients (221).

L'un des points forts du protocole réalisé est la présence d'autres outils que la spectrophotométrie, dans un même temps, pour évaluer la charge attentionnelle. Il s'agit de la variation des paramètres spatio-temporels et de la performance cognitive au n-back lors de la marche en double tâche. Ces méthodes permettent d'avoir une approximation de la charge attentionnelle, du moins de sa variation, même en l'absence de donnée interprétable pour ce qui est de la fNIRS. Toutefois, la quantification précise de l'effet du releveur sur la charge attentionnelle reste impossible.

#### **9.4. Résultats similaires dans la littérature**

Les résultats semblent donc en accord avec la tendance mise en évidence pour les exosquelettes dans la revue de littérature réalisée dans la première partie de ce travail de thèse, avec une globale augmentation de la charge attentionnelle à la marche chez les patients ayant subi un AVC immédiatement après mise en place d'une orthèse, ainsi qu'une diminution à distance de cette intervention. Cela permettrait de compenser les anomalies de marche liées principalement à un défaut de passage du pas (raison principale pour laquelle les orthèses

releveurs de pied sont mises en place), diminuant ainsi le recours à des schémas compensateurs.

### **9.5. Résultats divergents dans la littérature**

Dans la revue précédente, les deux études n'ayant pas démontré d'impact sur la charge attentionnelle ou ses marqueurs à la marche n'étaient réalisées que sur une seule session. Ce qui pourrait expliquer que les résultats finaux de ces études ne soient pas concordant avec la tendance mise en évidence dans ce travail, le design ne permettant pas de mettre en évidence une diminution de la charge attentionnelle à distance des perturbations initiales induites sur le schéma de marche.

Ce schéma d'étude en session unique est principalement lié au fait que les exosquelettes évalués n'étaient pas des appareillages destinés à être portés en permanence, mais plutôt des procédés de rééducation visant à accompagner le patient lors de ses séances (afin de favoriser par exemple la verticalisation et l'intégration du schéma moteur au niveau cortical).

### **9.6. Autres pistes d'exploration et amélioration du protocole**

Le paradigme expérimental de la charge attentionnelle à la marche et de l'influence des interventions menées sur celle-ci est intéressant dans le domaine de la rééducation.

Il apparaît donc important de réaliser l'étude à plus grande échelle, afin d'avoir une puissance statistique suffisante pour obtenir des résultats significatifs et de confirmer ou infirmer les tendances qui ont pu être mises en évidence.

Le protocole devra prendre en compte les difficultés de recrutement suscitées et prévoir une plage temporelle de recrutement assez importante pour obtenir un nombre de sujets suffisant.

Le nombre de sujets nécessaire sera bien entendu à calculer au préalable selon la méthodologie statistique envisagée. Bien que les protocoles et catégories d'appareillage ne soient pas identiques, un échantillon d'environ 20 patients semble préconisé (comme dans la plupart des études réalisées dans le domaine, cf. **Table 2**).

En termes de réalisation du protocole, il apparaît possible de réaliser les évaluations dans les mêmes conditions au vu de la tolérance par les patients et de la possibilité de traitement des données.

Pour ce qui est de la tâche cognitive, il serait intéressant de réaliser une évaluation sur plusieurs groupes avec des tests cognitifs différents, pour sélectionner la plus discriminante. Il serait possible de réaliser cette évaluation préalable sur des sujets sains (du moins sans antécédent cognitif), afin d'assurer leur comparabilité, d'évaluer plus spécifiquement l'impact du test choisi et de limiter le risque de se retrouver avec de faibles effectifs.

Enfin, un intérêt tout particulier sera à porter au traitement des données fNIRS pouvant présenter de nombreux artefacts si les conditions de standardisation ne sont pas réunies. Il semble judicieux de s'interroger sur l'efficacité de la fNIRS en tant qu'outil de mesure de la charge attentionnelle à la marche et sur la possibilité d'améliorer la reproductibilité des résultats. Une utilisation des variations en HHb de façon complémentaire à celles de l'O2Hb,

voire de la différence entre ces valeurs, pourraient être des idées pour améliorer la sensibilité de cet outil.

Les pistes d'amélioration de l'évaluation réalisée sont nombreuses. On peut ainsi s'attarder à mieux caractériser le type, l'intensité et la quantité des séances de rééducation entreprises.

Il serait, en conséquence, intéressant de réaliser une étude standardisée à plus grande échelle, sur une période suffisamment importante afin de favoriser le recrutement et de permettre une évaluation à plus long terme.

En effet, les évaluations ont été réalisées :

- à J0 : avec trois sessions afin d'établir la baseline, lutter contre les artefacts liés à l'habitué et à l'apprentissage de l'utilisation des orthèses et des conditions d'évaluation ;
- à J15 : afin de réaliser une évaluation suffisamment à distance pour mettre en évidence un effet retardé après un certain temps de port.

Le plus optimal serait de réaliser une évaluation avec baseline comme dans le protocole ci-avant, avec une seconde évaluation à J15, puis à 1 mois et d'envisager, par la suite, une évaluation à plus long terme chez les patients chez qui l'appareillage est maintenu (à 6 mois par exemple). Il faudrait alors, dans l'idéal, faire concorder le protocole d'évaluation avec le suivi clinique post-AVC. Cela permettrait de chercher un maintien de la diminution de charge attentionnelle au long cours, ou encore d'apprécier la durée de l'impact d'une perturbation du schéma de marche sur la charge attentionnelle : la charge attentionnelle reste-t-elle augmentée au long cours suite à un maintien de l'élément perturbateur ? Combien de temps faut-il aux mécanismes de compensation pour s'automatiser ?

Il est aussi possible de discuter l'intérêt d'une comparaison à distance (par exemple à 6 mois) entre les sujets ayant poursuivi l'utilisation d'un appareillage et ceux l'ayant abandonné ou n'en ayant plus la nécessité. L'objectif pouvant être de trouver des critères décisionnels entre un maintien de l'appareillage au long cours et un abandon de celui-ci, si possible, une fois les séquelles installées. En effet, la persistance d'une charge attentionnelle élevée au long cours et la présence d'une amélioration de celle-ci (même à distance de l'AVC), seraient des éléments en faveur d'un maintien de l'appareillage chez ces patients.

De plus, on peut supposer qu'une rééducation en situations complexes permette une meilleure adaptation du patient aux difficultés rencontrées. En effet, lors de la phase de réapprentissage, au cours de sa prise en charge, la présence de circonstances déstabilisantes pour le patient permettra à ce-dernier d'être préparé aux situations auxquelles il sera exposé après le retour à domicile. Au fil de la rééducation, les chances de pouvoir franchir un obstacle seront meilleures s'il est possible pour le patient de le surmonter en conditions plus difficiles lorsqu'il est encadré par les soignants.

En cas de déficit des releveurs, la mise en place d'une AFO de façon transitoire peut donc s'envisager, afin de libérer les ressources attentionnelles pour mieux se concentrer sur l'obstacle. Le maintien au long cours de ce releveur sera ensuite à discuter, en fonction des capacités de récupération, de l'efficacité de l'appareillage et de la tolérance de celui-ci par le patient. En cas de décision de prescription de l'appareillage au long cours, il faudra préférer la



prescription d'un chaussage orthopédique sur mesure, pour des raisons d'adaptation et de meilleure tolérance.

Il paraît également intéressant de poursuivre l'évaluation afin d'essayer d'identifier les éventuels patients répondeurs à l'appareillage (qui présentent une diminution franche de la charge attentionnelle à la marche) et d'identifier des critères prévisionnels d'une réponse à la mise en place d'un releveur sur le plan de la charge attentionnelle.

Enfin, il avait été envisagé de s'intéresser au devenir des patients après le retour à domicile afin d'identifier un intérêt de l'orthèse sur la qualité de vie et la participation aux activités de la vie domestique. En cas poursuite du protocole d'étude, il semble judicieux d'intégrer la passation de questionnaires comme le Frenchay activities index (FAI) et l'Euroqol (disponibles en **Annexes 14 & 15**), afin de mieux caractériser le profil des patients et d'identifier un impact positif de l'appareillage au quotidien. L'idéal étant de pouvoir comparer ces points dans deux groupes randomisés (appareillés ou non appareillés).

Cependant, comme dit auparavant, une validation de la spectrophotométrie comme outil de mesure semble primordiale. En cas d'échec de la validation de cet outil, il convient de définir un nouvel outil d'évaluation de la charge attentionnelle à la marche.

## Conclusion

---

L'évaluation clinique réalisée dans ce travail met en évidence une tendance à la diminution de la charge attentionnelle à la marche chez des patients ayant subi un AVC à distance de la mise en place d'une orthèse releveur de pied, avec toutefois une perturbation initiale entraînant une augmentation transitoire de ce paramètre.

Cette charge attentionnelle a pu être approximée par l'évaluation de l'impact de l'interférence cognitivo-motrice en double tâche sur les performances au n-back et sur les paramètres spatio-temporels de la marche, ainsi que par une évaluation de l'activité corticale préfrontale par spectrophotométrie proche infra-rouge.

Certaines difficultés ont pu être mises en évidence, parmi lesquelles il est important de noter la remise en question de l'emploi du n-back pour l'évaluation cognitive du fait des stratégies compensatrices mises en place et le manque de fiabilité de la fNIRS lié à d'importantes variabilités inter et intra-individuelles. Il apparaît alors important de réaliser une étude standardisée sur un plus grand échantillon avec un protocole permettant un suivi sur une plus longue période afin de résoudre les problématiques mises en lumière.

Cependant, le faible nombre de patients et le manque de données statistiques empêchent d'avoir un recul suffisant sur l'hypothèse formulée et ne permettent pas d'affirmer entièrement ces résultats.

Ces résultats semblent en accord avec les principales conclusions de la revue de littérature réalisée au préalable, avec une perturbation initiale de la charge attentionnelle à la marche lors de la mise en place de l'orthèse suivie d'une diminution de celle-ci.

Cela tend à confirmer l'intérêt de la mise en place d'appareillages pour favoriser la récupération des patients à la suite d'AVC. En effet, les dispositifs AFO permettraient de diminuer la charge attentionnelle à la marche, augmentant ainsi la capacité des patients à réaliser des tâches de la vie quotidienne en parallèle de la marche tout en réduisant les risques de chute. Cet état de fait représentant une amélioration considérable de la qualité de vie des patients post-AVC.

Néanmoins, un certain nombre de questions restent en suspens : l'importance de la charge cognitive du n-back et le caractère discriminant de l'évaluation cognitive, l'écueil de la fiabilité de la fNIRS ainsi que la pertinence du choix des paramètres spatio-temporels de la marche. Cela impliquerait de penser une étude à plus grande échelle qui tiendrait compte des éléments à améliorer, avec un protocole qui prendrait en considération l'analyse des déficiences dans le temps pour dissocier les phénomènes d'apprentissage et de récupération, et identifier un éventuel profil de patients répondeurs à l'appareillage.

## Références bibliographiques

---

1. Stroke--1989. Recommendations on stroke prevention, diagnosis, and therapy. Report of the WHO Task Force on Stroke and other Cerebrovascular Disorders. *Stroke*. oct 1989;20(10):1407-31.
2. Kelley RE, Borazanci AP. Stroke rehabilitation. *Neurol Res*. oct 2009;31(8):832-40.
3. Béjot Y, Touzé E, Jacquin A, Giroud M, Mas JL. [Epidemiology of stroke]. *Med Sci MS*. 2009;25(8-9):727-32.
4. Lee SH, Lee HJ, Shim Y, Chang WH, Choi BO, Ryu GH, et al. Wearable hip-assist robot modulates cortical activation during gait in stroke patients: a functional near-infrared spectroscopy study. *J NeuroEngineering Rehabil*. déc 2020;17(1):145.
5. Desrosiers J, Noreau L, Rochette A, Bravo G, Boutin C. Predictors of handicap situations following post-stroke rehabilitation. *Disabil Rehabil*. 15 oct 2002;24(15):774-85.
6. Hallett M. Plasticity of the human motor cortex and recovery from stroke. *Brain Res Brain Res Rev*. oct 2001;36(2-3):169-74.
7. Calautti C, Baron JC. Functional neuroimaging studies of motor recovery after stroke in adults: a review. *Stroke*. juin 2003;34(6):1553-66.
8. Arya KN, Verma R, Garg RK. Estimating the minimal clinically important difference of an upper extremity recovery measure in subacute stroke patients. *Top Stroke Rehabil*. oct 2011;18 Suppl 1:599-610.
9. Kwakkel G, Kollen BJ. Predicting activities after stroke: what is clinically relevant? *Int J Stroke Off J Int Stroke Soc*. janv 2013;8(1):25-32.
10. Jørgensen HS, Nakayama H, Raaschou HO, Vive-Larsen J, Støier M, Olsen TS. Outcome and time course of recovery in stroke. Part II: Time course of recovery. The Copenhagen Stroke Study. *Arch Phys Med Rehabil*. mai 1995;76(5):406-12.
11. Haute Autorité de Santé [Internet]. [cité 4 sept 2023]. Rééducation à la phase chronique d'un AVC de l'adulte : Pertinence, indications et modalités. Disponible sur: [https://www.has-sante.fr/jcms/p\\_3150692/fr/reeducation-a-la-phase-chronique-d-un-avc-de-l-adulte-pertinence-indications-et-modalites](https://www.has-sante.fr/jcms/p_3150692/fr/reeducation-a-la-phase-chronique-d-un-avc-de-l-adulte-pertinence-indications-et-modalites)
12. Jørgensen HS, Nakayama H, Raaschou HO, Olsen TS. Recovery of walking function in stroke patients: the Copenhagen Stroke Study. *Arch Phys Med Rehabil*. janv 1995;76(1):27-32.
13. Kwakkel G, Kollen BJ, van der Grond J, Prevo AJH. Probability of regaining dexterity in the flaccid upper limb: impact of severity of paresis and time since onset in acute stroke. *Stroke*. sept 2003;34(9):2181-6.
14. Nakayama H, Jørgensen HS, Raaschou HO, Olsen TS. Recovery of upper extremity function in stroke patients: the Copenhagen Stroke Study. *Arch Phys Med Rehabil*. avr 1994;75(4):394-8.
15. Coupar F, Pollock A, Rowe P, Weir C, Langhorne P. Predictors of upper limb recovery after stroke: a systematic review and meta-analysis. *Clin Rehabil*. avr 2012;26(4):291-313.
16. Daviet JC. Facteurs prédictifs du devenir vital et fonctionnel d'une cohorte d'hémiplégiques vasculaires : conséquences sur les modalités de prise en charge. [Internet] [These de doctorat]. Limoges; 2004 [cité 4 sept 2023]. Disponible sur: <https://www.theses.fr/2004LIMO310E>
17. Meredith G, Rudd A. Reducing the severity of stroke. *Postgrad Med J*. mai 2019;95(1123):271-8.
18. Donkor ES. Stroke in the 21st Century: A Snapshot of the Burden, Epidemiology, and Quality of Life. *Stroke Res Treat*. 2018;2018:3238165.
19. Olawale OA, Jaja SI, Anigbogu CN, Appiah-Kubi KO, Jones-Okai D. Exercise training improves walking function in an African group of stroke survivors: a randomized controlled trial. *Clin Rehabil*. mai 2011;25(5):442-50.

20. Hendricks HT, van Limbeek J, Geurts AC, Zwarts MJ. Motor recovery after stroke: a systematic review of the literature. *Arch Phys Med Rehabil.* nov 2002;83(11):1629-37.
21. Inserm [Internet]. [cité 27 août 2023]. Accident vasculaire cérébral (AVC) · Inserm, La science pour la santé. Disponible sur: <https://www.inserm.fr/dossier/accident-vasculaire-cerebral-avc/>
22. Feigin VL, Lawes CMM, Bennett DA, Barker-Collo SL, Parag V. Worldwide stroke incidence and early case fatality reported in 56 population-based studies: a systematic review. *Lancet Neurol.* avr 2009;8(4):355-69.
23. Winstein CJ, Stein J, Arena R, Bates B, Cherney LR, Cramer SC, et al. Guidelines for Adult Stroke Rehabilitation and Recovery: A Guideline for Healthcare Professionals From the American Heart Association/American Stroke Association. *Stroke.* juin 2016;47(6):e98-169.
24. Guzik A, Bushnell C. Stroke Epidemiology and Risk Factor Management. *Contin Minneap Minn.* févr 2017;23(1, Cerebrovascular Disease):15-39.
25. Park HJ, Oh DW, Kim SY, Choi JD. Effectiveness of community-based ambulation training for walking function of post-stroke hemiparesis: a randomized controlled pilot trial. *Clin Rehabil.* mai 2011;25(5):451-9.
26. Bohannon RW, Horton MG, Wikholm JB. Importance of four variables of walking to patients with stroke. *Int J Rehabil Res Int Z Rehabil Rev Int Rech Readaptation.* 1991;14(3):246-50.
27. van de Port IG, Kwakkel G, Lindeman E. Community ambulation in patients with chronic stroke: how is it related to gait speed? *J Rehabil Med.* janv 2008;40(1):23-7.
28. Wade DT, Hewer RL. Functional abilities after stroke: measurement, natural history and prognosis. *J Neurol Neurosurg Psychiatry.* févr 1987;50(2):177-82.
29. Fritz S, Lusardi M. White paper: « walking speed: the sixth vital sign ». *J Geriatr Phys Ther* 2001. 2009;32(2):46-9.
30. Moore SA, Hickey A, Lord S, Del Din S, Godfrey A, Rochester L. Comprehensive measurement of stroke gait characteristics with a single accelerometer in the laboratory and community: a feasibility, validity and reliability study. *J Neuroengineering Rehabil.* 29 déc 2017;14(1):130.
31. Balaban B, Tok F. Gait disturbances in patients with stroke. *PM R.* juill 2014;6(7):635-42.
32. Wang Y, Mukaino M, Ohtsuka K, Otaka Y, Tanikawa H, Matsuda F, et al. Gait characteristics of post-stroke hemiparetic patients with different walking speeds. *Int J Rehabil Res Int Z Rehabil Rev Int Rech Readaptation.* mars 2020;43(1):69-75.
33. Belda-Lois JM, Mena-del Horno S, Bermejo-Bosch I, Moreno JC, Pons JL, Farina D, et al. Rehabilitation of gait after stroke: a review towards a top-down approach. *J Neuroengineering Rehabil.* 13 déc 2011;8:66.
34. Sheffler LR, Chae J. Hemiparetic Gait. *Phys Med Rehabil Clin N Am.* nov 2015;26(4):611-23.
35. Go AS, Mozaffarian D, Roger VL, Benjamin EJ, Berry JD, Borden WB, et al. Heart disease and stroke statistics--2013 update: a report from the American Heart Association. *Circulation.* 1 janv 2013;127(1):e6-245.
36. Wong PL, Yang YR, Huang SF, Wang RY. Effects of Transcranial Direct Current Stimulation Followed by Treadmill Training on Dual-Task Walking and Cortical Activity in Chronic Stroke: A Double-Blinded Randomized Controlled Trial. *J Rehabil Med.* 21 mars 2023;55:jrm00379.
37. Bijleveld-Uitman M, van de Port I, Kwakkel G. Is gait speed or walking distance a better predictor for community walking after stroke? *J Rehabil Med.* juin 2013;45(6):535-40.
38. Plummer P, Villalobos RM, Vayda MS, Moser M, Johnson E. Feasibility of dual-task gait training for community-dwelling adults after stroke: a case series. *Stroke Res Treat.*

2014;2014:538602.

39. Batchelor FA, Mackintosh SF, Said CM, Hill KD. Falls after stroke. *Int J Stroke Off J Int Stroke Soc.* août 2012;7(6):482-90.
40. Frändin K, Grönstedt H, Helbostad JL, Bergland A, Andresen M, Puggaard L, et al. Long-Term Effects of Individually Tailored Physical Training and Activity on Physical Function, Well-Being and Cognition in Scandinavian Nursing Home Residents: A Randomized Controlled Trial. *Gerontology.* 2016;62(6):571-80.
41. Kim N, Park Y, Lee BH. Effects of community-based virtual reality treadmill training on balance ability in patients with chronic stroke. *J Phys Ther Sci.* mars 2015;27(3):655-8.
42. Walker ER, Hyingstrom AS, Schmit BD. Influence of visual feedback on dynamic balance control in chronic stroke survivors. *J Biomech.* 21 mars 2016;49(5):698-703.
43. Goldie PA, Matyas TA, Evans OM. Gait after stroke: initial deficit and changes in temporal patterns for each gait phase. *Arch Phys Med Rehabil.* août 2001;82(8):1057-65.
44. Bonnyaud C, Pradon D, Vuillerme N, Bensmail D, Roche N. Spatiotemporal and Kinematic Parameters Relating to Oriented Gait and Turn Performance in Patients with Chronic Stroke. *PloS One.* 2015;10(6):e0129821.
45. Caliandro P, Masciullo M, Padua L, Simbolotti C, Di Sante G, Russo G, et al. Prefrontal cortex controls human balance during overground ataxic gait. *Restor Neurol Neurosci.* 2012;30(5):397-405.
46. Fong KN, Chan CC, Au DK. Relationship of motor and cognitive abilities to functional performance in stroke rehabilitation. *Brain Inj.* mai 2001;15(5):443-53.
47. Vernon DJ. Can neurofeedback training enhance performance? An evaluation of the evidence with implications for future research. *Appl Psychophysiol Biofeedback.* déc 2005;30(4):347-64.
48. Putman JA. EEG Biofeedback on a Female Stroke Patient with Depression: A Case Study. *J Neurother.* 3 janv 2002;5(3):27-38.
49. Al-Yahya E, Dawes H, Smith L, Dennis A, Howells K, Cockburn J. Cognitive motor interference while walking: a systematic review and meta-analysis. *Neurosci Biobehav Rev.* janv 2011;35(3):715-28.
50. Bowen A, Wenman R, Mickelborough J, Foster J, Hill E, Tallis R. Dual-task effects of talking while walking on velocity and balance following a stroke. *Age Ageing.* juill 2001;30(4):319-23.
51. Baetens T, De Kegel A, Palmans T, Oostra K, Vanderstraeten G, Cambier D. Gait analysis with cognitive-motor dual tasks to distinguish fallers from nonfallers among rehabilitating stroke patients. *Arch Phys Med Rehabil.* avr 2013;94(4):680-6.
52. Hyndman D, Ashburn A, Yardley L, Stack E. Interference between balance, gait and cognitive task performance among people with stroke living in the community. *Disabil Rehabil.* 15 juill 2006;28(13-14):849-56.
53. Sadeghi H, Allard P, Prince F, Labelle H. Symmetry and limb dominance in able-bodied gait: a review. *Gait Posture.* sept 2000;12(1):34-45.
54. Patterson SL, Forrester LW, Rodgers MM, Ryan AS, Ivey FM, Sorkin JD, et al. Determinants of walking function after stroke: differences by deficit severity. *Arch Phys Med Rehabil.* janv 2007;88(1):115-9.
55. Den Otter AR, Geurts ACH, Mulder T, Duysens J. Abnormalities in the temporal patterning of lower extremity muscle activity in hemiparetic gait. *Gait Posture.* mars 2007;25(3):342-52.
56. Bensoussan L, Viton JM, Schieppati M, Collado H, Milhe de Bovis V, Mesure S, et al. Changes in postural control in hemiplegic patients after stroke performing a dual task. *Arch Phys Med Rehabil.* août 2007;88(8):1009-15.
57. Luft AR, Macko RF, Forrester LW, Villagra F, Ivey F, Sorkin JD, et al. Treadmill

exercise activates subcortical neural networks and improves walking after stroke: a randomized controlled trial. *Stroke*. déc 2008;39(12):3341-50.

58. Holtzer R, Verghese J, Xue X, Lipton RB. Cognitive processes related to gait velocity: results from the Einstein Aging Study. *Neuropsychology*. mars 2006;20(2):215-23.

59. Haring HP. Cognitive impairment after stroke. *Curr Opin Neurol*. févr 2002;15(1):79-84.

60. Schwoebel J, Coslett HB. Evidence for multiple, distinct representations of the human body. *J Cogn Neurosci*. avr 2005;17(4):543-53.

61. Llorens R, Borrego A, Palomo P, Cebolla A, Noé E, I Badia SB, et al. Body schema plasticity after stroke: Subjective and neurophysiological correlates of the rubber hand illusion. *Neuropsychologia*. févr 2017;96:61-9.

62. Razmus M. Body representation in patients after vascular brain injuries. *Cogn Process*. nov 2017;18(4):359-73.

63. Beauchet O, Annweiler C, Callisaya ML, De Cock AM, Helbostad JL, Kressig RW, et al. Poor Gait Performance and Prediction of Dementia: Results From a Meta-Analysis. *J Am Med Dir Assoc*. 1 juin 2016;17(6):482-90.

64. Sheridan PL, Solomont J, Kowall N, Hausdorff JM. Influence of executive function on locomotor function: divided attention increases gait variability in Alzheimer's disease. *J Am Geriatr Soc*. nov 2003;51(11):1633-7.

65. Verghese J, Wang C, Lipton RB, Holtzer R, Xue X. Quantitative gait dysfunction and risk of cognitive decline and dementia. *J Neurol Neurosurg Psychiatry*. sept 2007;78(9):929-35.

66. Weerdesteyn V, van Swigchem R, van Duijnhoven HJR, Geurts ACH. Why stroke patients stop walking when talking. *J Am Geriatr Soc*. oct 2007;55(10):1691.

67. Lundin-Olsson L, Nyberg L, Gustafson Y. « Stops walking when talking » as a predictor of falls in elderly people. *Lancet Lond Engl*. 1 mars 1997;349(9052):617.

68. Phirom K, Kamnardsiri T, Sungkarat S. Beneficial Effects of Interactive Physical-Cognitive Game-Based Training on Fall Risk and Cognitive Performance of Older Adults. *Int J Environ Res Public Health*. 21 août 2020;17(17):6079.

69. O'Shea S, Morris ME, Iansek R. Dual task interference during gait in people with Parkinson disease: effects of motor versus cognitive secondary tasks. *Phys Ther*. sept 2002;82(9):888-97.

70. Mulder T, Nienhuis B, Pauwels J. Clinical gait analysis in a rehabilitation context: some controversial issues. *Clin Rehabil*. avr 1998;12(2):99-106.

71. Woollacott M, Shumway-Cook A. Attention and the control of posture and gait: a review of an emerging area of research. *Gait Posture*. août 2002;16(1):1-14.

72. Hyndman D, Pickering RM, Ashburn A. Reduced sway during dual task balance performance among people with stroke at 6 and 12 months after discharge from hospital. *Neurorehabil Neural Repair*. oct 2009;23(8):847-54.

73. Hyndman D, Ashburn A. People with stroke living in the community: Attention deficits, balance, ADL ability and falls. *Disabil Rehabil*. 5 août 2003;25(15):817-22.

74. Yang YR, Chen YC, Lee CS, Cheng SJ, Wang RY. Dual-task-related gait changes in individuals with stroke. *Gait Posture*. févr 2007;25(2):185-90.

75. Guimaraes RM, Isaacs B. Characteristics of the gait in old people who fall. *Int Rehabil Med*. 1980;2(4):177-80.

76. Pettersson AF, Olsson E, Wahlund LO. Effect of divided attention on gait in subjects with and without cognitive impairment. *J Geriatr Psychiatry Neurol*. mars 2007;20(1):58-62.

77. Plummer-D'Amato P, Altmann LJP, Saracino D, Fox E, Behrman AL, Marsiske M. Interactions between cognitive tasks and gait after stroke: a dual task study. *Gait Posture*. mai 2008;27(4):683-8.

78. Patterson KK, Gage WH, Brooks D, Black SE, McIlroy WE. Evaluation of gait

symmetry after stroke: a comparison of current methods and recommendations for standardization. *Gait Posture*. févr 2010;31(2):241-6.

79. Beyaert C, Vasa R, Frykberg GE. Gait post-stroke: Pathophysiology and rehabilitation strategies. *Neurophysiol Clin Clin Neurophysiol*. nov 2015;45(4-5):335-55.
80. Kelly-Hayes M, Beiser A, Kase CS, Scaramucci A, D'Agostino RB, Wolf PA. The influence of gender and age on disability following ischemic stroke: the Framingham study. *J Stroke Cerebrovasc Dis Off J Natl Stroke Assoc*. 2003;12(3):119-26.
81. Kollen B, Kwakkel G, Lindeman E. Functional recovery after stroke: a review of current developments in stroke rehabilitation research. *Rev Recent Clin Trials*. janv 2006;1(1):75-80.
82. Eng JJ, Tang PF. Gait training strategies to optimize walking ability in people with stroke: a synthesis of the evidence. *Expert Rev Neurother*. oct 2007;7(10):1417-36.
83. Rittman M, Boylestein C, Hinojosa R, Hinojosa MS, Haun J. Transition experiences of stroke survivors following discharge home. *Top Stroke Rehabil*. 2007;14(2):21-31.
84. Goldie PA, Matyas TA, Evans OM. Deficit and change in gait velocity during rehabilitation after stroke. *Arch Phys Med Rehabil*. oct 1996;77(10):1074-82.
85. Michael KM, Allen JK, Macko RF. Reduced ambulatory activity after stroke: the role of balance, gait, and cardiovascular fitness. *Arch Phys Med Rehabil*. août 2005;86(8):1552-6.
86. Haggard P, Cockburn J, Cock J, Fordham C, Wade D. Interference between gait and cognitive tasks in a rehabilitating neurological population. *J Neurol Neurosurg Psychiatry*. oct 2000;69(4):479-86.
87. Morioka S, Hiyamizu M, Yagi F. The effects of an attentional demand tasks on standing posture control. *J Physiol Anthropol Appl Human Sci*. mai 2005;24(3):215-9.
88. Yogev-Seligmann G, Hausdorff JM, Giladi N. The role of executive function and attention in gait. *Mov Disord Off J Mov Disord Soc*. 15 févr 2008;23(3):329-42; quiz 472.
89. Clark DJ. Automaticity of walking: functional significance, mechanisms, measurement and rehabilitation strategies. *Front Hum Neurosci*. 2015;9:246.
90. Marder E, Bucher D. Central pattern generators and the control of rhythmic movements. *Curr Biol CB*. 27 nov 2001;11(23):R986-996.
91. Hausdorff JM, Yogev G, Springer S, Simon ES, Giladi N. Walking is more like catching than tapping: gait in the elderly as a complex cognitive task. *Exp Brain Res*. août 2005;164(4):541-8.
92. Mirelman A, Maidan I, Bernad-Elazari H, Nieuwhof F, Reelick M, Giladi N, et al. Increased frontal brain activation during walking while dual tasking: an fNIRS study in healthy young adults. *J Neuroengineering Rehabil*. 12 mai 2014;11:85.
93. McDonald JJ, Teder-Sälejärvi WA, Hillyard SA. Involuntary orienting to sound improves visual perception. *Nature*. 19 oct 2000;407(6806):906-8.
94. Clark DJ, Rose DK, Ring SA, Porges EC. Utilization of central nervous system resources for preparation and performance of complex walking tasks in older adults. *Front Aging Neurosci*. 2014;6:217.
95. Hawkins KA, Fox EJ, Daly JJ, Rose DK, Christou EA, McGuirk TE, et al. Prefrontal over-activation during walking in people with mobility deficits: Interpretation and functional implications. *Hum Mov Sci*. juin 2018;59:46-55.
96. Herold F, Wiegel P, Scholkmann F, Thiers A, Hamacher D, Schega L. Functional near-infrared spectroscopy in movement science: a systematic review on cortical activity in postural and walking tasks. *Neurophotonic*. oct 2017;4(4):041403.
97. Maidan I, Nieuwhof F, Bernad-Elazari H, Reelick MF, Bloem BR, Giladi N, et al. The Role of the Frontal Lobe in Complex Walking Among Patients With Parkinson's Disease and Healthy Older Adults: An fNIRS Study. *Neurorehabil Neural Repair*. nov 2016;30(10):963-71.
98. Stuart S, Vitorio R, Morris R, Martini DN, Fino PC, Mancini M. Cortical activity during walking and balance tasks in older adults and in people with Parkinson's disease: A structured

review. *Maturitas*. juill 2018;113:53-72.

99. Vitorio R, Stuart S, Gobbi LTB, Rochester L, Alcock L, Pantall A. Reduced Gait Variability and Enhanced Brain Activity in Older Adults With Auditory Cues: A Functional Near-Infrared Spectroscopy Study. *Neurorehabil Neural Repair*. nov 2018;32(11):976-87.

100. Vitorio R, Stuart S, Rochester L, Alcock L, Pantall A. fNIRS response during walking - Artefact or cortical activity? A systematic review. *Neurosci Biobehav Rev*. déc 2017;83:160-72.

101. Enzinger C, Dawes H, Johansen-Berg H, Wade D, Bogdanovic M, Collett J, et al. Brain activity changes associated with treadmill training after stroke. *Stroke*. juill 2009;40(7):2460-7.

102. Brauer SG, Woollacott M, Shumway-Cook A. The influence of a concurrent cognitive task on the compensatory stepping response to a perturbation in balance-impaired and healthy elders. *Gait Posture*. févr 2002;15(1):83-93.

103. Ortiz O, Blustein D, Kuruganti U. Test-Retest Reliability of Time-Domain EEG Features to Assess Cognitive Load Using a Wireless Dry-Electrode System. *Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc IEEE Eng Med Biol Soc Annu Int Conf*. juill 2020;2020:2885-8.

104. Holtzer R, Mahoney JR, Izzetoglu M, Izzetoglu K, Onaral B, Verghese J. fNIRS study of walking and walking while talking in young and old individuals. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*. août 2011;66(8):879-87.

105. Eimer M. Crossmodal links in spatial attention between vision, audition, and touch: evidence from event-related brain potentials. *Neuropsychologia*. 2001;39(12):1292-303.

106. Reuter-Lorenz PA, Cappell KA. Neurocognitive Aging and the Compensation Hypothesis. *Curr Dir Psychol Sci*. juin 2008;17(3):177-82.

107. Cabeza R, Anderson ND, Locantore JK, McIntosh AR. Aging gracefully: compensatory brain activity in high-performing older adults. *NeuroImage*. nov 2002;17(3):1394-402.

108. Iosa M, Gizzi L, Tamburella F, Dominici N. Editorial: Neuro-motor control and feed-forward models of locomotion in humans. *Front Hum Neurosci*. 2015;9:306.

109. Geurts AC, Mulder TW, Nienhuis B, Rijken RA. Dual-task assessment of reorganization of postural control in persons with lower limb amputation. *Arch Phys Med Rehabil*. déc 1991;72(13):1059-64.

110. Patel MD, Coshall C, Rudd AG, Wolfe CDA. Cognitive impairment after stroke: clinical determinants and its associations with long-term stroke outcomes. *J Am Geriatr Soc*. avr 2002;50(4):700-6.

111. Cicerone KD. Attention deficits and dual task demands after mild traumatic brain injury. *Brain Inj*. févr 1996;10(2):79-89.

112. Lord SE, McPherson K, McNaughton HK, Rochester L, Weatherall M. Community ambulation after stroke: how important and obtainable is it and what measures appear predictive? *Arch Phys Med Rehabil*. févr 2004;85(2):234-9.

113. Collett J, Fleming MK, Meester D, Al-Yahya E, Wade DT, Dennis A, et al. Dual-task walking and automaticity after Stroke: Insights from a secondary analysis and imaging sub-study of a randomised controlled trial. *Clin Rehabil*. nov 2021;35(11):1599-610.

114. Puh U, Vovk A, Sevsek F, Suput D. Increased cognitive load during simple and complex motor tasks in acute stage after stroke. *Int J Psychophysiol Off J Int Organ Psychophysiol*. févr 2007;63(2):173-80.

115. Mori T, Takeuchi N, Izumi SI. Prefrontal cortex activation during a dual task in patients with stroke. *Gait Posture*. janv 2018;59:193-8.

116. Balasubramanian CK, Clark DJ, Fox EJ. Walking adaptability after a stroke and its assessment in clinical settings. *Stroke Res Treat*. 2014;2014:591013.

117. Said CM, Goldie PA, Patla AE, Sparrow WA, Martin KE. Obstacle crossing in subjects with stroke. *Arch Phys Med Rehabil*. sept 1999;80(9):1054-9.

118. Smulders K, van Swigchem R, de Swart BJM, Geurts ACH, Weerdesteyn V.



Community-dwelling people with chronic stroke need disproportionate attention while walking and negotiating obstacles. *Gait Posture*. mai 2012;36(1):127-32.

119. Weerdesteyn V, de Niet M, van Duijnhoven HJR, Geurts ACH. Falls in individuals with stroke. *J Rehabil Res Dev*. 2008;45(8):1195-213.

120. Berg WP, Alessio HM, Mills EM, Tong C. Circumstances and consequences of falls in independent community-dwelling older adults. *Age Ageing*. juill 1997;26(4):261-8.

121. Lee KB, Kim JH, Lee KS. The relationship between motor recovery and gait velocity during dual tasks in patients with chronic stroke. *J Phys Ther Sci*. avr 2015;27(4):1173-6.

122. Den Otter AR, Geurts ACH, de Haart M, Mulder T, Duysens J. Step characteristics during obstacle avoidance in hemiplegic stroke. *Exp Brain Res*. févr 2005;161(2):180-92.

123. van Ooijen MW, Heeren A, Smulders K, Geurts ACH, Janssen TWJ, Beek PJ, et al. Improved gait adjustments after gait adaptability training are associated with reduced attentional demands in persons with stroke. *Exp Brain Res*. mars 2015;233(3):1007-18.

124. Patterson KK, Gage WH, Brooks D, Black SE, McIlroy WE. Changes in gait symmetry and velocity after stroke: a cross-sectional study from weeks to years after stroke. *Neurorehabil Neural Repair*. 2010;24(9):783-90.

125. Heshmatollah A, Darweesh SKL, Dommershuijsen LJ, Koudstaal PJ, Ikram MA, Ikram MK. Quantitative Gait Impairments in Patients With Stroke or Transient Ischemic Attack: A Population-Based Approach. *Stroke*. août 2020;51(8):2464-71.

126. Plummer P, Eskes G, Wallace S, Giuffrida C, Fraas M, Campbell G, et al. Cognitive-motor interference during functional mobility after stroke: state of the science and implications for future research. *Arch Phys Med Rehabil*. déc 2013;94(12):2565-2574.e6.

127. Takakusaki K. Functional Neuroanatomy for Posture and Gait Control. *J Mov Disord*. janv 2017;10(1):1-17.

128. Hausdorff JM, Edelberg HK, Mitchell SL, Goldberger AL, Wei JY. Increased gait unsteadiness in community-dwelling elderly fallers. *Arch Phys Med Rehabil*. mars 1997;78(3):278-83.

129. Hausdorff JM, Rios DA, Edelberg HK. Gait variability and fall risk in community-living older adults: a 1-year prospective study. *Arch Phys Med Rehabil*. août 2001;82(8):1050-6.

130. Moriarty TA, Mermier C, Kravitz L, Gibson A, Beltz N, Zuhl M. Acute Aerobic Exercise Based Cognitive and Motor Priming: Practical Applications and Mechanisms. *Front Psychol*. 2019;10:2790.

131. Hermand E, Tapie B, Dupuy O, Fraser S, Compagnat M, Salle JY, et al. Prefrontal Cortex Activation During Dual Task With Increasing Cognitive Load in Subacute Stroke Patients: A Pilot Study. *Front Aging Neurosci*. 2019;11:160.

132. Hermand E, Compagnat M, Dupuy O, Salle JY, Daviet JC, Perrochon A. Functional Status Is Associated With Prefrontal Cortex Activation in Gait in Subacute Stroke Patients: A Functional Near-Infrared Spectroscopy Study. *Front Neurol*. 2020;11:559227.

133. Pelicioni PHS, Tijmsa M, Lord SR, Menant J. Prefrontal cortical activation measured by fNIRS during walking: effects of age, disease and secondary task. *PeerJ*. 2019;7:e6833.

134. Yang YR, Cheng SJ, Lee YJ, Liu YC, Wang RY. Cognitive and motor dual task gait training exerted specific training effects on dual task gait performance in individuals with Parkinson's disease: A randomized controlled pilot study. *PloS One*. 2019;14(6):e0218180.

135. Al-Yahya E, Johansen-Berg H, Kischka U, Zarei M, Cockburn J, Dawes H. Prefrontal Cortex Activation While Walking Under Dual-Task Conditions in Stroke: A Multimodal Imaging Study. *Neurorehabil Neural Repair*. juill 2016;30(6):591-9.

136. Liu YC, Yang YR, Tsai YA, Wang RY, Lu CF. Brain Activation and Gait Alteration During Cognitive and Motor Dual Task Walking in Stroke-A Functional Near-Infrared Spectroscopy Study. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng Publ IEEE Eng Med Biol Soc*. déc 2018;26(12):2416-23.

137. Scheeren TWL, Schober P, Schwarte LA. Monitoring tissue oxygenation by near infrared spectroscopy (NIRS): background and current applications. *J Clin Monit Comput.* août 2012;26(4):279-87.
138. Baker SC, Rogers RD, Owen AM, Frith CD, Dolan RJ, Frackowiak RS, et al. Neural systems engaged by planning: a PET study of the Tower of London task. *Neuropsychologia.* juin 1996;34(6):515-26.
139. Krawczyk DC. Contributions of the prefrontal cortex to the neural basis of human decision making. *Neurosci Biobehav Rev.* oct 2002;26(6):631-64.
140. Knight RT, Grabowecky MF, Scabini D. Role of human prefrontal cortex in attention control. *Adv Neurol.* 1995;66:21-34; discussion 34-36.
141. Gwin JT, Gramann K, Makeig S, Ferris DP. Electrocortical activity is coupled to gait cycle phase during treadmill walking. *NeuroImage.* 15 janv 2011;54(2):1289-96.
142. Fukuyama H, Ouchi Y, Matsuzaki S, Nagahama Y, Yamauchi H, Ogawa M, et al. Brain functional activity during gait in normal subjects: a SPECT study. *Neurosci Lett.* 13 juin 1997;228(3):183-6.
143. Drew T, Jiang W, Widajewicz W. Contributions of the motor cortex to the control of the hindlimbs during locomotion in the cat. *Brain Res Brain Res Rev.* oct 2002;40(1-3):178-91.
144. Drew T. Motor cortical cell discharge during voluntary gait modification. *Brain Res.* 2 août 1988;457(1):181-7.
145. Drew T, Jiang W, Kably B, Lavoie S. Role of the motor cortex in the control of visually triggered gait modifications. *Can J Physiol Pharmacol.* avr 1996;74(4):426-42.
146. Zijlstra A, Ufkes T, Skelton DA, Lundin-Olsson L, Zijlstra W. Do dual tasks have an added value over single tasks for balance assessment in fall prevention programs? A mini-review. *Gerontology.* 2008;54(1):40-9.
147. Herman T, Giladi N, Gurevich T, Hausdorff JM. Gait instability and fractal dynamics of older adults with a « cautious » gait: why do certain older adults walk fearfully? *Gait Posture.* févr 2005;21(2):178-85.
148. Olsson E, Löfgren B, Gustafson Y, Nyberg L. Validation of a fall risk index in stroke rehabilitation. *J Stroke Cerebrovasc Dis Off J Natl Stroke Assoc.* 2005;14(1):23-8.
149. Schinkel-Ivy A, Wong JS, Mansfield A. Balance Confidence Is Related to Features of Balance and Gait in Individuals with Chronic Stroke. *J Stroke Cerebrovasc Dis Off J Natl Stroke Assoc.* févr 2017;26(2):237-45.
150. Silsupadol P, Lugade V, Shumway-Cook A, van Donkelaar P, Chou LS, Mayr U, et al. Training-related changes in dual-task walking performance of elderly persons with balance impairment: a double-blind, randomized controlled trial. *Gait Posture.* juin 2009;29(4):634-9.
151. Hsu AL, Tang PF, Jan MH. Analysis of impairments influencing gait velocity and asymmetry of hemiplegic patients after mild to moderate stroke. *Arch Phys Med Rehabil.* août 2003;84(8):1185-93.
152. Kizony R, Levin MF, Hughey L, Perez C, Fung J. Cognitive load and dual-task performance during locomotion poststroke: a feasibility study using a functional virtual environment. *Phys Ther.* févr 2010;90(2):252-60.
153. Zukowski LA, Feld JA, Giuliani CA, Plummer P. Relationships between gait variability and ambulatory activity post stroke. *Top Stroke Rehabil.* mai 2019;26(4):255-60.
154. Kurz MJ, Wilson TW, Arpin DJ. Stride-time variability and sensorimotor cortical activation during walking. *NeuroImage.* 16 janv 2012;59(2):1602-7.
155. Clark DJ, Rose DK, Butera KA, Hoisington B, DeMark L, Chatterjee SA, et al. Rehabilitation with accurate adaptability walking tasks or steady state walking: A randomized clinical trial in adults post-stroke. *Clin Rehabil.* août 2021;35(8):1196-206.
156. Brach JS, Studenski SA, Perera S, VanSwearingen JM, Newman AB. Gait variability and the risk of incident mobility disability in community-dwelling older adults. *J Gerontol A*

Biol Sci Med Sci. sept 2007;62(9):983-8.

157. Eggenberger P, Wolf M, Schumann M, de Bruin ED. Exergame and Balance Training Modulate Prefrontal Brain Activity during Walking and Enhance Executive Function in Older Adults. *Front Aging Neurosci.* 2016;8:66.

158. Godde B, Voelcker-Rehage C. Cognitive Resources Necessary for Motor Control in Older Adults Are Reduced by Walking and Coordination Training. *Front Hum Neurosci.* 2017;11:156.

159. Barela AMF, Gama GL, Russo-Junior DV, Celestino ML, Barela JA. Gait alterations during walking with partial body weight supported on a treadmill and over the ground. *Sci Rep.* 31 mai 2019;9(1):8139.

160. Jueptner M, Stephan KM, Frith CD, Brooks DJ, Frackowiak RS, Passingham RE. Anatomy of motor learning. I. Frontal cortex and attention to action. *J Neurophysiol.* mars 1997;77(3):1313-24.

161. Liu YC, Yang YR, Tsai YA, Wang RY. Cognitive and motor dual task gait training improve dual task gait performance after stroke - A randomized controlled pilot trial. *Sci Rep.* 22 juin 2017;7(1):4070.

162. Michel JA, Mateer CA. Attention rehabilitation following stroke and traumatic brain injury. A review. *Eur Medicophysica.* mars 2006;42(1):59-67.

163. Ono Y, Noah JA, Zhang X, Nomoto Y, Suzuki T, Shimada S, et al. Motor learning and modulation of prefrontal cortex: an fNIRS assessment. *J Neural Eng.* déc 2015;12(6):066004.

164. Sweller J. Measuring cognitive load. *Perspect Med Educ.* févr 2018;7(1):1-2.

165. Paas FGWC. Training strategies for attaining transfer of problem-solving skill in statistics: A cognitive-load approach. *J Educ Psychol.* 1992;84(4):429-34.

166. Brünken R, Plass JL, Leutner D. Assessment of Cognitive Load in Multimedia Learning with Dual-Task Methodology: Auditory Load and Modality Effects. *Instr Sci.* 1 janv 2004;32(1):115-32.

167. Swerdloff MM, Hargrove LJ. Dry EEG measurement of P3 to evaluate cognitive load during sitting, standing, and walking. *PLOS ONE.* 6 juill 2023;18(7):e0287885.

168. Yogev-Seligmann G, Krasovsky T, Kafri M. Compensatory movement strategies differentially affect attention allocation and gait parameters in persons with Parkinson's disease. *Front Hum Neurosci.* 2022;16:943047.

169. Chatterjee SA, Fox EJ, Daly JJ, Rose DK, Wu SS, Christou EA, et al. Interpreting Prefrontal Recruitment During Walking After Stroke: Influence of Individual Differences in Mobility and Cognitive Function. *Front Hum Neurosci.* 2019;13:194.

170. Sandrini M, Fertonani A, Cohen LG, Miniussi C. Double dissociation of working memory load effects induced by bilateral parietal modulation. *Neuropsychologia.* févr 2012;50(3):396-402.

171. Yang L, Lam FMH, Liao LR, Huang MZ, He CQ, Pang MYC. Psychometric properties of dual-task balance and walking assessments for individuals with neurological conditions: A systematic review. *Gait Posture.* févr 2017;52:110-23.

172. Dumas M, Rapp MA, Krampe RT. Working memory and postural control: adult age differences in potential for improvement, task priority, and dual tasking. *J Gerontol B Psychol Sci Soc Sci.* mars 2009;64(2):193-201.

173. Sours C, Kinnison J, Padmala S, Gullapalli RP, Pessoa L. Altered Segregation between Task-Positive and Task-Negative Regions in Mild Traumatic Brain Injury. *Brain Imaging Behav.* juin 2018;12(3):697-709.

174. Chen CJ, Wu CH, Liao YP, Hsu HL, Tseng YC, Liu HL, et al. Working memory in patients with mild traumatic brain injury: functional MR imaging analysis. *Radiology.* sept 2012;264(3):844-51.

175. Yang M, Yang Z, Yuan T, Feng W, Wang P. A Systemic Review of Functional Near-

Infrared Spectroscopy for Stroke: Current Application and Future Directions. *Front Neurol.* 2019;10:58.

176. Quaresima V, Bisconti S, Ferrari M. A brief review on the use of functional near-infrared spectroscopy (fNIRS) for language imaging studies in human newborns and adults. *Brain Lang.* mai 2012;121(2):79-89.

177. Bunce SC, Izzetoglu M, Izzetoglu K, Onaral B, Pourrezaei K. Functional near-infrared spectroscopy. *IEEE Eng Med Biol Mag Q Mag Eng Med Biol Soc.* 2006;25(4):54-62.

178. Khan RA, Naseer N, Qureshi NK, Noori FM, Nazeer H, Khan MU. fNIRS-based Neurobotic Interface for gait rehabilitation. *J Neuroengineering Rehabil.* 5 févr 2018;15(1):7.

179. Miyai I, Yagura H, Oda I, Konishi I, Eda H, Suzuki T, et al. Premotor cortex is involved in restoration of gait in stroke. *Ann Neurol.* août 2002;52(2):188-94.

180. Miyai I, Yagura H, Hatakenaka M, Oda I, Konishi I, Kubota K. Longitudinal optical imaging study for locomotor recovery after stroke. *Stroke.* déc 2003;34(12):2866-70.

181. Shiga T, Yamamoto K, Tanabe K, Nakase Y, Chance B. Study of an algorithm based on model experiments and diffusion theory for a portable tissue oximeter. *J Biomed Opt.* 1 avr 1997;2:154-61.

182. Perrey S. Non-invasive NIR spectroscopy of human brain function during exercise. *Methods San Diego Calif.* août 2008;45(4):289-99.

183. Gramigna V, Pellegrino G, Cerasa A, Cutini S, Vasta R, Olivadese G, et al. Near-Infrared Spectroscopy in Gait Disorders: Is It Time to Begin? *Neurorehabil Neural Repair.* mai 2017;31(5):402-12.

184. Leff DR, Orihuela-Espina F, Elwell CE, Athanasiou T, Delpy DT, Darzi AW, et al. Assessment of the cerebral cortex during motor task behaviours in adults: a systematic review of functional near infrared spectroscopy (fNIRS) studies. *NeuroImage.* 14 févr 2011;54(4):2922-36.

185. Huppert TJ, Hoge RD, Diamond SG, Franceschini MA, Boas DA. A temporal comparison of BOLD, ASL, and NIRS hemodynamic responses to motor stimuli in adult humans. *NeuroImage.* 15 janv 2006;29(2):368-82.

186. Miyai I, Tanabe HC, Sase I, Eda H, Oda I, Konishi I, et al. Cortical mapping of gait in humans: a near-infrared spectroscopic topography study. *NeuroImage.* nov 2001;14(5):1186-92.

187. Mihara M, Yagura H, Hatakenaka M, Hattori N, Miyai I. [Clinical application of functional near-infrared spectroscopy in rehabilitation medicine]. *Brain Nerve Shinkei Kenkyu No Shinpo.* févr 2010;62(2):125-32.

188. Irani F, Platek SM, Bunce S, Ruocco AC, Chute D. Functional near infrared spectroscopy (fNIRS): an emerging neuroimaging technology with important applications for the study of brain disorders. *Clin Neuropsychol.* janv 2007;21(1):9-37.

189. Perrey S. L'oxygénation cérébrale mesurée par spectroscopie dans le proche infrarouge comme témoin des ajustements de la commande motrice centrale. <http://dx.doi.org/101051/sm/2010011>. 1 janv 2010;

190. Maki A, Yamashita Y, Ito Y, Watanabe E, Mayanagi Y, Koizumi H. Spatial and temporal analysis of human motor activity using noninvasive NIR topography. *Med Phys.* déc 1995;22(12):1997-2005.

191. Ferrari M, Quaresima V. A brief review on the history of human functional near-infrared spectroscopy (fNIRS) development and fields of application. *NeuroImage.* 1 nov 2012;63(2):921-35.

192. Maidan I, Rosenberg-Katz K, Jacob Y, Giladi N, Deutsch JE, Hausdorff JM, et al. Altered brain activation in complex walking conditions in patients with Parkinson's disease. *Parkinsonism Relat Disord.* avr 2016;25:91-6.

193. Hoshi Y. Functional near-infrared optical imaging: utility and limitations in human

- brain mapping. *Psychophysiology*. juill 2003;40(4):511-20.
194. van der Zee P, Cope M, Arridge SR, Essenpreis M, Potter LA, Edwards AD, et al. Experimentally measured optical pathlengths for the adult head, calf and forearm and the head of the newborn infant as a function of inter optode spacing. *Adv Exp Med Biol*. 1992;316:143-53.
  195. Okamoto M, Dan I. Automated cortical projection of head-surface locations for transcranial functional brain mapping. *NeuroImage*. 15 mai 2005;26(1):18-28.
  196. Menant JC, Maidan I, Alcock L, Al-Yahya E, Cerasa A, Clark DJ, et al. A consensus guide to using functional near-infrared spectroscopy in posture and gait research. *Gait Posture*. oct 2020;82:254-65.
  197. Kamran MA, Mannan MMN, Jeong MY. Cortical Signal Analysis and Advances in Functional Near-Infrared Spectroscopy Signal: A Review. *Front Hum Neurosci*. 2016;10:261.
  198. Jeddi S. Corrélation entre l'activité hémodynamique cérébrale mesurée par la fNIRS et la variabilité de la marche chez des patients postAVC en phase subaiguë = Correlation between cortical activity assessed by fNIRS and gait variability in subacute stroke patients [Internet]. Limoges; 2021 [cité 28 août 2023]. Disponible sur: <http://aurore.unilim.fr/ori-oai-search/notice/view/unilim-ori-117008>
  199. Hoshi Y, Kobayashi N, Tamura M. Interpretation of near-infrared spectroscopy signals: a study with a newly developed perfused rat brain model. *J Appl Physiol Bethesda Md* 1985. mai 2001;90(5):1657-62.
  200. Formaggio E, Storti SF, Boscolo Galazzo I, Gandolfi M, Geroin C, Smania N, et al. Time-frequency modulation of ERD and EEG coherence in robot-assisted hand performance. *Brain Topogr*. mars 2015;28(2):352-63.
  201. Formaggio E, Masiero S, Bosco A, Izzi F, Piccione F, Del Felice A. Quantitative EEG Evaluation During Robot-Assisted Foot Movement. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng Publ IEEE Eng Med Biol Soc*. sept 2017;25(9):1633-40.
  202. Miller R. Theory of the normal waking EEG: from single neurones to waveforms in the alpha, beta and gamma frequency ranges. *Int J Psychophysiol Off J Int Organ Psychophysiol*. avr 2007;64(1):18-23.
  203. Maggio MG, Naro A, Manuli A, Maresca G, Balletta T, Latella D, et al. Effects of Robotic Neurorehabilitation on Body Representation in Individuals with Stroke: A Preliminary Study Focusing on an EEG-Based Approach. *Brain Topogr*. mai 2021;34(3):348-62.
  204. Calabrò RS, Naro A, Russo M, Leo A, De Luca R, Balletta T, et al. The role of virtual reality in improving motor performance as revealed by EEG: a randomized clinical trial. *J Neuroengineering Rehabil*. 7 juin 2017;14(1):53.
  205. Wollesen B, Schulz S, Seydell L, Delbaere K. Does dual task training improve walking performance of older adults with concern of falling? *BMC Geriatr*. 11 sept 2017;17(1):213.
  206. Mazza V, Turatto M, Rossi M, Umiltà C. How automatic are audiovisual links in exogenous spatial attention? *Neuropsychologia*. 1 févr 2007;45(3):514-22.
  207. Canning CG, Ada L, Woodhouse E. Multiple-task walking training in people with mild to moderate Parkinson's disease: a pilot study. *Clin Rehabil*. mars 2008;22(3):226-33.
  208. Duncan J. Converging levels of analysis in the cognitive neuroscience of visual attention. *Philos Trans R Soc Lond B Biol Sci*. 29 août 1998;353(1373):1307-17.
  209. Robertson JVG, Hoellinger T, Lindberg P, Bensmail D, Hanneton S, Roby-Brami A. Effect of auditory feedback differs according to side of hemiparesis: a comparative pilot study. *J Neuroengineering Rehabil*. 17 déc 2009;6:45.
  210. Pashler H. Dual-task interference in simple tasks: data and theory. *Psychol Bull*. sept 1994;116(2):220-44.
  211. Barkley RA. Genetics of childhood disorders: XVII. ADHD, Part 1: The executive functions and ADHD. *J Am Acad Child Adolesc Psychiatry*. août 2000;39(8):1064-8.

212. Plummer-D'Amato P, Brancato B, Dantowitz M, Birken S, Bonke C, Furey E. Effects of gait and cognitive task difficulty on cognitive-motor interference in aging. *J Aging Res.* 2012;2012:583894.
213. Plummer-D'Amato P, Altmann LJP, Reilly K. Dual-task effects of spontaneous speech and executive function on gait in aging: exaggerated effects in slow walkers. *Gait Posture.* févr 2011;33(2):233-7.
214. Mercier L, Audet T, Hébert R, Rochette A, Dubois MF. Impact of motor, cognitive, and perceptual disorders on ability to perform activities of daily living after stroke. *Stroke.* nov 2001;32(11):2602-8.
215. De Sanctis P, Butler JS, Malcolm BR, Foxe JJ. Recalibration of inhibitory control systems during walking-related dual-task interference: a mobile brain-body imaging (MOBI) study. *NeuroImage.* 1 juill 2014;94:55-64.
216. Sun R, Slusarz P, Terry C. The interaction of the explicit and the implicit in skill learning: a dual-process approach. *Psychol Rev.* janv 2005;112(1):159-92.
217. Lövdén M, Schaefer S, Pohlmeier AE, Lindenberger U. Walking variability and working-memory load in aging: a dual-process account relating cognitive control to motor control performance. *J Gerontol B Psychol Sci Soc Sci.* mai 2008;63(3):P121-128.
218. Beurskens R, Bock O. Age-related deficits of dual-task walking: a review. *Neural Plast.* 2012;2012:131608.
219. Li KZ, Lindenberger U, Freund AM, Baltes PB. Walking while memorizing: age-related differences in compensatory behavior. *Psychol Sci.* mai 2001;12(3):230-7.
220. Plummer P, Eskes G. Measuring treatment effects on dual-task performance: a framework for research and clinical practice. *Front Hum Neurosci.* 2015;9:225.
221. Yogev-Seligmann G, Hausdorff JM, Giladi N. Do we always prioritize balance when walking? Towards an integrated model of task prioritization. *Mov Disord Off J Mov Disord Soc.* mai 2012;27(6):765-70.
222. Plummer P, Grewal G, Najafi B, Ballard A. Instructions and skill level influence reliability of dual-task performance in young adults. *Gait Posture.* mai 2015;41(4):964-7.
223. Goh LY, Tan IO, Yang LC, Ng SSM. Effects of cognitive and motor tasks on the walking speed of individuals with chronic stroke. *Medicine (Baltimore).* mars 2017;96(9):e6232.
224. Meester D, Al-Yahya E, Dennis A, Collett J, Wade DT, Ovington M, et al. A randomized controlled trial of a walking training with simultaneous cognitive demand (dual-task) in chronic stroke. *Eur J Neurol.* mars 2019;26(3):435-41.
225. Plummer P, Iyigün G. Effects of Physical Exercise Interventions on Dual-Task Gait Speed Following Stroke: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Arch Phys Med Rehabil.* déc 2018;99(12):2548-60.
226. Feld JA, Zukowski LA, Howard AG, Giuliani CA, Altmann LJP, Najafi B, et al. Relationship Between Dual-Task Gait Speed and Walking Activity Poststroke. *Stroke.* mai 2018;49(5):1296-8.
227. Dorfman M, Herman T, Brozgol M, Shema S, Weiss A, Hausdorff JM, et al. Dual-task training on a treadmill to improve gait and cognitive function in elderly idiopathic fallers. *J Neurol Phys Ther JNPT.* oct 2014;38(4):246-53.
228. Shallice T, McLeod P, Lewis K. Isolating cognitive modules with the dual-task paradigm: are speech perception and production separate processes? *Q J Exp Psychol A.* nov 1985;37(4):507-32.
229. Park MO, Lee SH. Effect of a dual-task program with different cognitive tasks applied to stroke patients: A pilot randomized controlled trial. *NeuroRehabilitation.* 2019;44(2):239-49.
230. Kemper S, McDowd J, Pohl P, Herman R, Jackson S. Revealing language deficits following stroke: the cost of doing two things at once. *Neuropsychol Dev Cogn B Aging*

Neuropsychol Cogn. mars 2006;13(1):115-39.

231. Cockburn J, Haggard P, Cock J, Fordham C. Changing patterns of cognitive-motor interference (CMI) over time during recovery from stroke. *Clin Rehabil.* mars 2003;17(2):167-73.

232. Plummer-D'Amato P, Altmann LJP, Behrman AL, Marsiske M. Interference between cognition, double-limb support, and swing during gait in community-dwelling individuals poststroke. *Neurorehabil Neural Repair.* 2010;24(6):542-9.

233. Lennon S. Gait re-education based on the Bobath concept in two patients with hemiplegia following stroke. *Phys Ther.* mars 2001;81(3):924-35.

234. Patel P, Lamar M, Bhatt T. Effect of type of cognitive task and walking speed on cognitive-motor interference during dual-task walking. *Neuroscience.* 28 févr 2014;260:140-8.

235. Regnaux JP, David D, Daniel O, Smail DB, Combeaud M, Bussel B. Evidence for cognitive processes involved in the control of steady state of walking in healthy subjects and after cerebral damage. *Neurorehabil Neural Repair.* juin 2005;19(2):125-32.

236. Abernethy B. Dual-task methodology and motor skills research: Some applications and methodological constraints. *J Hum Mov Stud [Internet].* 1988 [cité 27 août 2023]; Disponible sur: <https://www.semanticscholar.org/paper/Dual-task-methodology-and-motor-skills-research%3A-Abernethy/62cc2bd0d38a2e204ab9201dcd921f9ca1a8479>

237. Lu CF, Liu YC, Yang YR, Wu YT, Wang RY. Maintaining Gait Performance by Cortical Activation during Dual-Task Interference: A Functional Near-Infrared Spectroscopy Study. *PloS One.* 2015;10(6):e0129390.

238. Huang HJ, Mercer VS. Dual-task methodology: applications in studies of cognitive and motor performance in adults and children. *Pediatr Phys Ther Off Publ Sect Pediatr Am Phys Ther Assoc.* 2001;13(3):133-40.

239. van Iersel MB, Ribbers H, Munneke M, Borm GF, Rikkert MGO. The effect of cognitive dual tasks on balance during walking in physically fit elderly people. *Arch Phys Med Rehabil.* févr 2007;88(2):187-91.

240. Ruthruff E, Pashler HE, Klaassen A. Processing bottlenecks in dual-task performance: structural limitation or strategic postponement? *Psychon Bull Rev.* mars 2001;8(1):73-80.

241. Schmid A, Duncan PW, Studenski S, Lai SM, Richards L, Perera S, et al. Improvements in speed-based gait classifications are meaningful. *Stroke.* juill 2007;38(7):2096-100.

242. Bayot M, Dujardin K, Tard C, Defebvre L, Bonnet CT, Allart E, et al. The interaction between cognition and motor control: A theoretical framework for dual-task interference effects on posture, gait initiation, gait and turning. *Neurophysiol Clin Clin Neurophysiol.* déc 2018;48(6):361-75.

243. Chawla H, Walia S, Behari M, Noohu MM. Effect of type of secondary task on cued gait on people with idiopathic Parkinson's disease. *J Neurosci Rural Pract.* janv 2014;5(1):18-23.

244. Dubost V, Annweiler C, Aminian K, Najafi B, Herrmann FR, Beauchet O. Stride-to-stride variability while enumerating animal names among healthy young adults: result of stride velocity or effect of attention-demanding task? *Gait Posture.* janv 2008;27(1):138-43.

245. Pang MYC, Yang L, Ouyang H, Lam FMH, Huang M, Jehu DA. Dual-Task Exercise Reduces Cognitive-Motor Interference in Walking and Falls After Stroke. *Stroke.* déc 2018;49(12):2990-8.

246. Siu KC, Catena RD, Chou LS, van Donkelaar P, Woollacott MH. Effects of a secondary task on obstacle avoidance in healthy young adults. *Exp Brain Res.* janv 2008;184(1):115-20.

247. Hill KD, Goldie PA, Baker PA, Greenwood KM. Retest reliability of the temporal and distance characteristics of hemiplegic gait using a footswitch system. *Arch Phys Med Rehabil.* mai 1994;75(5):577-83.

248. Plummer-D'Amato P, Kyvelidou A, Sternad D, Najafi B, Villalobos RM, Zurakowski

- D. Training dual-task walking in community-dwelling adults within 1 year of stroke: a protocol for a single-blind randomized controlled trial. *BMC Neurol.* 31 oct 2012;12:129.
249. McEwen S, Polatajko H, Baum C, Rios J, Cirone D, Doherty M, et al. Combined Cognitive-Strategy and Task-Specific Training Improve Transfer to Untrained Activities in Subacute Stroke: An Exploratory Randomized Controlled Trial. *Neurorehabil Neural Repair.* juill 2015;29(6):526-36.
250. Mulder T, Zijlstra W, Geurts A. Assessment of motor recovery and decline. *Gait Posture.* oct 2002;16(2):198-210.
251. Pellecchia GL. Dual-task training reduces impact of cognitive task on postural sway. *J Mot Behav.* mai 2005;37(3):239-46.
252. Silsupadol P, Shumway-Cook A, Lugade V, van Donkelaar P, Chou LS, Mayr U, et al. Effects of single-task versus dual-task training on balance performance in older adults: a double-blind, randomized controlled trial. *Arch Phys Med Rehabil.* mars 2009;90(3):381-7.
253. McCulloch KL, Buxton E, Hackney J, Lowers S. Balance, attention, and dual-task performance during walking after brain injury: associations with falls history. *J Head Trauma Rehabil.* 2010;25(3):155-63.
254. Cho KH, Kim MK, Lee HJ, Lee WH. Virtual Reality Training with Cognitive Load Improves Walking Function in Chronic Stroke Patients. *Tohoku J Exp Med.* août 2015;236(4):273-80.
255. Choi W, Lee G, Lee S. Effect of the cognitive-motor dual-task using auditory cue on balance of survivors with chronic stroke: a pilot study. *Clin Rehabil.* août 2015;29(8):763-70.
256. Yang YR, Wang RY, Chen YC, Kao MJ. Dual-task exercise improves walking ability in chronic stroke: a randomized controlled trial. *Arch Phys Med Rehabil.* oct 2007;88(10):1236-40.
257. Kramer AF, Larish JF, Strayer DL. Training for attentional control in dual task settings: A comparison of young and old adults. *J Exp Psychol Appl.* 1995;1(1):50-76.
258. Ada L, Dean CM, Hall JM, Bampton J, Crompton S. A treadmill and overground walking program improves walking in persons residing in the community after stroke: a placebo-controlled, randomized trial. *Arch Phys Med Rehabil.* oct 2003;84(10):1486-91.
259. Jørgensen JR, Bech-Pedersen DT, Zeeman P, Sørensen J, Andersen LL, Schönberger M. Effect of intensive outpatient physical training on gait performance and cardiovascular health in people with hemiparesis after stroke. *Phys Ther.* avr 2010;90(4):527-37.
260. Kim GY, Han MR, Lee HG. Effect of Dual-task Rehabilitative Training on Cognitive and Motor Function of Stroke Patients. *J Phys Ther Sci.* janv 2014;26(1):1-6.
261. Baek CY, Chang WN, Park BY, Lee KB, Kang KY, Choi MR. Effects of Dual-Task Gait Treadmill Training on Gait Ability, Dual-Task Interference, and Fall Efficacy in People With Stroke: A Randomized Controlled Trial. *Phys Ther.* 1 juin 2021;101(6):pzab067.
262. Plummer P, Villalobos R, Vayda M, Johnson E, Moser M, Hennessy L, et al. Feasibility of Training Dual Task Walking After Stroke. *Arch Phys Med Rehabil - ARCH PHYS MED REHABIL.* 1 oct 2011;92:1717-8.
263. Sousa AVC de, Santiago LM de M, Silva RE de O da, Oliveira DA de, Galvão ÉRV, Lindquist ARR. Influence of treadmill training in dual-task gait in people with Parkinson's Disease: a case report. *Fisioter E Pesqui.* sept 2014;21:291-6.
264. Yu K hoon, Jeon H seon. The Effects of Dual-Task Gait Training on Gait Performance under Cognitive Tasks in Chronic Stroke. *J Korean Phys Ther.* 30 oct 2015;27(5):364-8.
265. Penati R, Schieppati M, Nardone A. Cognitive performance during gait is worsened by overground but enhanced by treadmill walking. *Gait Posture.* févr 2020;76:182-7.
266. Wrightson JG, Schäfer L, Smeeton NJ. Dual-task prioritization during overground and treadmill walking in healthy adults. *Gait Posture.* janv 2020;75:109-14.
267. Yang YR, Tsai MP, Chuang TY, Sung WH, Wang RY. Virtual reality-based training



- improves community ambulation in individuals with stroke: a randomized controlled trial. *Gait Posture*. août 2008;28(2):201-6.
268. Cho KH, Lee WH. Effect of treadmill training based real-world video recording on balance and gait in chronic stroke patients: a randomized controlled trial. *Gait Posture*. 2014;39(1):523-8.
269. Kim JH, Jang SH, Kim CS, Jung JH, You JH. Use of virtual reality to enhance balance and ambulation in chronic stroke: a double-blind, randomized controlled study. *Am J Phys Med Rehabil*. sept 2009;88(9):693-701.
270. Leung J, Moseley A. Impact of Ankle-foot Orthoses on Gait and Leg Muscle Activity in Adults with Hemiplegia: Systematic literature review. *Physiotherapy*. 1 janv 2003;89(1):39-55.
271. Wang RY, Yen L u-L. u, Lee CC, Lin PY, Wang MF, Yang YR. Effects of an ankle-foot orthosis on balance performance in patients with hemiparesis of different durations. *Clin Rehabil*. janv 2005;19(1):37-44.
272. de Vries J. Evaluation of lower leg orthosis use following cerebro-vascular accident. *Int J Rehabil Res Int Z Rehabil Rev Int Rech Readaptation*. 1991;14(3):239-43.
273. Tyson SF, Thornton HA. The effect of a hinged ankle foot orthosis on hemiplegic gait: objective measures and users' opinions. *Clin Rehabil*. févr 2001;15(1):53-8.
274. De Wit DC, Buurke JH, Nijlant JM, IJzerman MJ, Hermens HJ. The effect of an ankle-foot orthosis on walking ability in chronic stroke patients: a randomized controlled trial. *Clin Rehabil*. août 2004;18(5):550-7.
275. Burdett RG, Borello-France D, Blatchly C, Potter C. Gait comparison of subjects with hemiplegia walking unbraced, with ankle-foot orthosis, and with Air-Stirrup brace. *Phys Ther*. août 1988;68(8):1197-203.
276. Gök H, Küçükdeveci A, Altinkaynak H, Yavuzer G, Ergin S. Effects of ankle-foot orthoses on hemiparetic gait. *Clin Rehabil*. mars 2003;17(2):137-9.
277. Corcoran PJ, Jepsen RH, Brengelmann GL, Simons BC. Effects of plastic and metal leg braces on speed and energy cost of hemiparetic ambulation. *Arch Phys Med Rehabil*. févr 1970;51(2):69-77.
278. Wong AM, Tang FT, Wu SH, Chen CM. Clinical trial of a low-temperature plastic anterior ankle foot orthosis. *Am J Phys Med Rehabil*. févr 1992;71(1):41-3.
279. Yamamoto S, Ebina M, Kubo S, Hayashi T, Akita Y, Hayakawa Y. Development of an Ankle-Foot Orthosis with Dorsiflexion Assist, Part 2: Structure and Evaluation. *JPO J Prosthet Orthot*. 1 sept 2000;11:24-8.
280. Tyson SF, Kent RM. Effects of an Ankle-Foot Orthosis on Balance and Walking After Stroke: A Systematic Review and Pooled Meta-Analysis. *Arch Phys Med Rehabil*. juill 2013;94(7):1377-85.
281. Dieli J, Ayyappa E, Hornbeak S. Effect of Dynamic AFOs on Three Hemiplegic Adults: *JPO J Prosthet Orthot*. 1997;9(2):82-89.
282. Mojica JA, Nakamura R, Kobayashi T, Handa T, Morohashi I, Watanabe S. Effect of ankle-foot orthosis (AFO) on body sway and walking capacity of hemiparetic stroke patients. *Tohoku J Exp Med*. déc 1988;156(4):395-401.
283. Hesse S, Luecke D, Jahnke MT, Mauritz KH. Gait function in spastic hemiparetic patients walking barefoot, with firm shoes, and with ankle-foot orthosis. *Int J Rehabil Res Int Z Rehabil Rev Int Rech Readaptation*. juin 1996;19(2):133-41.
284. Holden MK, Gill KM, Magliozzi MR, Nathan J, Piehl-Baker L. Clinical gait assessment in the neurologically impaired. Reliability and meaningfulness. *Phys Ther*. janv 1984;64(1):35-40.
285. Geboers JFM, Wetzelaer WLH, Seelen H a. M, Spaans F, Drost MR. Ankle-foot orthosis has limited effect on walking test parameters among patients with peripheral ankle

- dorsiflexor paresis. *J Rehabil Med.* mars 2002;34(2):80-5.
286. Lehmann JF. Biomechanics of ankle-foot orthoses: prescription and design. *Arch Phys Med Rehabil.* mai 1979;60(5):200-7.
287. Fisher LR, McLellan DL. Questionnaire assessment of patient satisfaction with lower limb orthoses from a district hospital. *Prosthet Orthot Int.* avr 1989;13(1):29-35.
288. Tyson SF, Selley AB. The effect of perceived adherence to the Bobath concept on physiotherapists' choice of intervention used to treat postural control after stroke. *Disabil Rehabil.* 15 mars 2007;29(5):395-401.
289. Davidson I, Waters K. Physiotherapists Working with Stroke Patients. *Physiotherapy.* 1 févr 2000;86:69-80.
290. Lennon S, Baxter D, Ashburn A. Physiotherapy based on the Bobath concept in stroke rehabilitation: a survey within the UK. *Disabil Rehabil.* 15 avr 2001;23(6):254-62.
291. Miller KK, Porter RE, DeBaun-Sprague E, Van Puymbroeck M, Schmid AA. Exercise after Stroke: Patient Adherence and Beliefs after Discharge from Rehabilitation. *Top Stroke Rehabil.* mars 2017;24(2):142-8.
292. Mead N, Bower P. Patient-centredness: a conceptual framework and review of the empirical literature. *Soc Sci Med* 1982. oct 2000;51(7):1087-110.
293. Lennon S, Ashburn A. The Bobath concept in stroke rehabilitation: a focus group study of the experienced physiotherapists' perspective. *Disabil Rehabil.* 15 oct 2000;22(15):665-74.
294. Liste des produits et prestations (ameli.fr) [Internet]. [cité 24 sept 2023]. Disponible sur: [http://www.codage.ext.cnamts.fr/codif/tips//chapitre/index\\_chap.php?p\\_ref\\_menu\\_code=1&p\\_site=AMELI](http://www.codage.ext.cnamts.fr/codif/tips//chapitre/index_chap.php?p_ref_menu_code=1&p_site=AMELI)
295. Calabrò RS, Cacciola A, Bertè F, Manuli A, Leo A, Bramanti A, et al. Robotic gait rehabilitation and substitution devices in neurological disorders: where are we now? *Neurol Sci Off J Ital Neurol Soc Ital Soc Clin Neurophysiol.* avr 2016;37(4):503-14.
296. van Kammen K, Boonstra AM, van der Woude LHV, Visscher C, Reinders-Messelink HA, den Otter R. Lokomat guided gait in hemiparetic stroke patients: the effects of training parameters on muscle activity and temporal symmetry. *Disabil Rehabil.* oct 2020;42(21):2977-85.
297. Rand D, Eng JJ. Disparity between functional recovery and daily use of the upper and lower extremities during subacute stroke rehabilitation. *Neurorehabil Neural Repair.* janv 2012;26(1):76-84.
298. Jayaraman A, O'Brien MK, Madhavan S, Mummidisetty CK, Roth HR, Hohl K, et al. Stride management assist exoskeleton vs functional gait training in stroke: A randomized trial. *Neurology.* 15 janv 2019;92(3):e263-73.
299. Norouzi-Gheidari N, Archambault PS, Fung J. Effects of robot-assisted therapy on stroke rehabilitation in upper limbs: systematic review and meta-analysis of the literature. *J Rehabil Res Dev.* 2012;49(4):479-96.
300. Sivan M, O'Connor RJ, Makower S, Levesley M, Bhakta B. Systematic review of outcome measures used in the evaluation of robot-assisted upper limb exercise in stroke. *J Rehabil Med.* févr 2011;43(3):181-9.
301. Calabrò RS, Naro A, Russo M, Bramanti P, Carioti L, Balletta T, et al. Shaping neuroplasticity by using powered exoskeletons in patients with stroke: a randomized clinical trial. *J Neuroengineering Rehabil.* 25 avr 2018;15(1):35.
302. Hara Y. Brain plasticity and rehabilitation in stroke patients. *J Nippon Med Sch Nippon Ika Daigaku Zasshi.* 2015;82(1):4-13.
303. Takeuchi N, Izumi SI. Rehabilitation with poststroke motor recovery: a review with a focus on neural plasticity. *Stroke Res Treat.* 2013;2013:128641.
304. Molteni F, Gasperini G, Gaffuri M, Colombo M, Giovanzana C, Lorenzon C, et al. Wearable robotic exoskeleton for overground gait training in sub-acute and chronic hemiparetic

- stroke patients: preliminary results. *Eur J Phys Rehabil Med.* oct 2017;53(5):676-84.
305. Goffredo M, Guanziroli E, Pournajaf S, Gaffuri M, Gasperini G, Filoni S, et al. Overground wearable powered exoskeleton for gait training in subacute stroke subjects: clinical and gait assessments. *Eur J Phys Rehabil Med.* déc 2019;55(6):710-21.
306. Caliandro P, Molteni F, Simbolotti C, Guanziroli E, Iacovelli C, Reale G, et al. Exoskeleton-assisted gait in chronic stroke: An EMG and functional near-infrared spectroscopy study of muscle activation patterns and prefrontal cortex activity. *Clin Neurophysiol.* août 2020;131(8):1775-81.
307. Fishbein P, Hutzler Y, Ratmansky M, Treger I, Dunskey A. A Preliminary Study of Dual-Task Training Using Virtual Reality: Influence on Walking and Balance in Chronic Poststroke Survivors. *J Stroke Cerebrovasc Dis Off J Natl Stroke Assoc.* nov 2019;28(11):104343.
308. Jäncke L, Cheetham M, Baumgartner T. Virtual reality and the role of the prefrontal cortex in adults and children. *Front Neurosci.* mai 2009;3(1):52-9.
309. Kravitz DJ, Saleem KS, Baker CI, Mishkin M. A new neural framework for visuospatial processing. *Nat Rev Neurosci.* avr 2011;12(4):217-30.
310. Burdea GC. Virtual rehabilitation--benefits and challenges. *Methods Inf Med.* 2003;42(5):519-23.
311. Fung J, Richards CL, Malouin F, McFadyen BJ, Lamontagne A. A treadmill and motion coupled virtual reality system for gait training post-stroke. *Cyberpsychology Behav Impact Internet Multimed Virtual Real Behav Soc.* avr 2006;9(2):157-62.
312. Cho KH, Lee WH. Virtual walking training program using a real-world video recording for patients with chronic stroke: a pilot study. *Am J Phys Med Rehabil.* mai 2013;92(5):371-80; quiz 380-2, 458.
313. Walker ML, Ringleb SI, Maihafer GC, Walker R, Crouch JR, Van Lunen B, et al. Virtual reality-enhanced partial body weight-supported treadmill training poststroke: feasibility and effectiveness in 6 subjects. *Arch Phys Med Rehabil.* janv 2010;91(1):115-22.
314. Kang HK, Kim Y, Chung Y, Hwang S. Effects of treadmill training with optic flow on balance and gait in individuals following stroke: randomized controlled trials. *Clin Rehabil.* mars 2012;26(3):246-55.
315. Cikajlo I, Rudolf M, Goljar N, Burger H, Matjačić Z. Telerehabilitation using virtual reality task can improve balance in patients with stroke. *Disabil Rehabil.* 2012;34(1):13-8.
316. Koenig A, Novak D, Omlin X, Pulfer M, Perreault E, Zimmerli L, et al. Real-time closed-loop control of cognitive load in neurological patients during robot-assisted gait training. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng Publ IEEE Eng Med Biol Soc.* août 2011;19(4):453-64.
317. Westphaln KK, Regoezi W, Masotya M, Vazquez-Westphaln B, Lounsbury K, McDavid L, et al. From Arksey and O'Malley and Beyond: Customizations to enhance a team-based, mixed approach to scoping review methodology. *MethodsX.* 1 janv 2021;8:101375.
318. Lim SB, Louie DR, Peters S, Liu-Ambrose T, Boyd LA, Eng JJ. Brain activity during real-time walking and with walking interventions after stroke: a systematic review. *J Neuroengineering Rehabil.* 15 janv 2021;18(1):8.
319. Kayabinar B, Alemdaroğlu-Gürbüz İ, Yilmaz Ö. The effects of virtual reality augmented robot-assisted gait training on dual-task performance and functional measures in chronic stroke: a randomized controlled single-blind trial. *Eur J Phys Rehabil Med.* avr 2021;57(2):227-37.
320. Six nights of sleep extension increases regional cerebral oxygenation without modifying cognitive performance at rest or following acute aerobic exercise - PubMed [Internet]. [cité 8 mai 2023]. Disponible sur: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/35266244/>
321. Contreras-Vidal JL, Bortole M, Zhu F, Nathan K, Venkatakrisnan A, Francisco GE, et al. Neural Decoding of Robot-Assisted Gait During Rehabilitation After Stroke. *Am J Phys Med Rehabil.* août 2018;97(8):541-50.

322. Lyukmanov RK, Aziatskaya GA, Mokienko OA, Varako NA, Kovyazina MS, Suponeva NA, et al. [Post-stroke rehabilitation training with a brain-computer interface: a clinical and neuropsychological study]. *Zh Nevrol Psikhiatr Im S S Korsakova*. 2018;118(8):43-51.
323. Timmermans C, Roerdink M, Meskers CGM, Beek PJ, Janssen TWJ. Walking-adaptability therapy after stroke: results of a randomized controlled trial. *Trials*. 15 déc 2021;22(1):923.
324. Plummer P, Zukowski LA, Feld JA, Najafi B. Cognitive-motor dual-task gait training within 3 years after stroke: A randomized controlled trial. *Physiother Theory Pract*. 3 oct 2022;38(10):1329-44.
325. Wong PL, Yang YR, Tang SC, Huang SF, Wang RY. Comparing different montages of transcranial direct current stimulation on dual-task walking and cortical activity in chronic stroke: double-blinded randomized controlled trial. *BMC Neurol*. déc 2022;22(1):119.
326. Lee YS, Bae SH, Lee SH, Kim KY. Neurofeedback training improves the dual-task performance ability in stroke patients. *Tohoku J Exp Med*. mai 2015;236(1):81-8.
327. Burke E, Dobkin BH, Noser EA, Enney LA, Cramer SC. Predictors and biomarkers of treatment gains in a clinical stroke trial targeting the lower extremity. *Stroke*. août 2014;45(8):2379-84.
328. Dittmann K, Allen KA, Bergner A, Chen J, Inness E, Linkewich E, et al. The cognitive augmented mobility program (CAMP): feasibility and preliminary efficacy. *Physiother Theory Pract*. juin 2022;38(6):737-49.
329. Albers GW, Sáenz RE, Moses JA. Tolerability of oral dextromethorphan in patients with a history of brain ischemia. *Clin Neuropharmacol*. déc 1992;15(6):509-14.
330. DePaul VG, Wishart LR, Richardson J, Thabane L, Ma J, Lee TD. Varied overground walking training versus body-weight-supported treadmill training in adults within 1 year of stroke: a randomized controlled trial. *Neurorehabil Neural Repair*. mai 2015;29(4):329-40.
331. Timmermans C, Roerdink M, van Ooijen MW, Meskers CG, Janssen TW, Beek PJ. Walking adaptability therapy after stroke: study protocol for a randomized controlled trial. *Trials*. 26 août 2016;17(1):425.
332. de Morton NA. The PEDro scale is a valid measure of the methodological quality of clinical trials: a demographic study. *Aust J Physiother*. 2009;55(2):129-33.
333. Eckhardt MM, Mulder MCB, Horemans HL, van der Woude LH, Ribbers GM. The effects of high custom made shoes on gait characteristics and patient satisfaction in hemiplegic gait. *Gait Posture*. oct 2011;34(4):543-7.
334. Duncan A, Meek JH, Clemence M, Elwell CE, Fallon P, Tyszczuk L, et al. Measurement of cranial optical path length as a function of age using phase resolved near infrared spectroscopy. *Pediatr Res*. mai 1996;39(5):889-94.
335. Naseer N, Hong KS. fNIRS-based brain-computer interfaces: a review. *Front Hum Neurosci*. 2015;9:3.
336. Strangman G, Culver JP, Thompson JH, Boas DA. A quantitative comparison of simultaneous BOLD fMRI and NIRS recordings during functional brain activation. *NeuroImage*. oct 2002;17(2):719-31.
337. Scholkmann F, Kleiser S, Metz AJ, Zimmermann R, Mata Pavia J, Wolf U, et al. A review on continuous wave functional near-infrared spectroscopy and imaging instrumentation and methodology. *NeuroImage*. 15 janv 2014;85 Pt 1:6-27.
338. Al-Rawi PG, Smielewski P, Kirkpatrick PJ. Evaluation of a near-infrared spectrometer (NIRO 300) for the detection of intracranial oxygenation changes in the adult head. *Stroke*. nov 2001;32(11):2492-500.
339. Basso Moro S, Bisconti S, Muthalib M, Spezialetti M, Cutini S, Ferrari M, et al. A semi-immersive virtual reality incremental swing balance task activates prefrontal cortex: a

- functional near-infrared spectroscopy study. *NeuroImage*. 15 janv 2014;85 Pt 1:451-60.
340. Ferrari M, Mottola L, Quaresima V. Principles, techniques, and limitations of near infrared spectroscopy. *Can J Appl Physiol Rev Can Physiol Appl*. août 2004;29(4):463-87.
341. Scarpa F, Brigadoi S, Cutini S, Scatturin P, Zorzi M, Dell'acqua R, et al. A reference-channel based methodology to improve estimation of event-related hemodynamic response from fNIRS measurements. *NeuroImage*. 15 mai 2013;72:106-19.
342. Kirilina E, Jelzow A, Heine A, Niessing M, Wabnitz H, Brühl R, et al. The physiological origin of task-evoked systemic artefacts in functional near infrared spectroscopy. *NeuroImage*. 15 mai 2012;61(1):70-81.
343. Roy CS, Sherrington CS. On the Regulation of the Blood-supply of the Brain. *J Physiol*. janv 1890;11(1-2):85-158.17.
344. Takahashi T, Takikawa Y, Kawagoe R, Shibuya S, Iwano T, Kitazawa S. Influence of skin blood flow on near-infrared spectroscopy signals measured on the forehead during a verbal fluency task. *NeuroImage*. 1 août 2011;57(3):991-1002.
345. Gagnon L, Cooper RJ, Yücel MA, Perdue KL, Greve DN, Boas DA. Short separation channel location impacts the performance of short channel regression in NIRS. *NeuroImage*. 1 févr 2012;59(3):2518-28.
346. Saager RB, Telleri NL, Berger AJ. Two-detector Corrected Near Infrared Spectroscopy (C-NIRS) detects hemodynamic activation responses more robustly than single-detector NIRS. *NeuroImage*. 15 avr 2011;55(4):1679-85.
347. Perrey S. Possibilities for examining the neural control of gait in humans with fNIRS. *Front Physiol* [Internet]. 2014 [cité 28 août 2023];5. Disponible sur: <https://www.frontiersin.org/articles/10.3389/fphys.2014.00204>
348. Wolf M, Wolf U, Toronov V, Michalos A, Paunescu LA, Choi JH, et al. Different time evolution of oxyhemoglobin and deoxyhemoglobin concentration changes in the visual and motor cortices during functional stimulation: a near-infrared spectroscopy study. *NeuroImage*. juill 2002;16(3 Pt 1):704-12.
349. Harada T, Miyai I, Suzuki M, Kubota K. Gait capacity affects cortical activation patterns related to speed control in the elderly. *Exp Brain Res*. mars 2009;193(3):445-54.
350. Canova D, Roatta S, Bosone D, Micieli G. Inconsistent detection of changes in cerebral blood volume by near infrared spectroscopy in standard clinical tests. *J Appl Physiol Bethesda Md* 1985. juin 2011;110(6):1646-55.
351. Wylie GR, Graber HL, Voelbel GT, Kohl AD, DeLuca J, Pei Y, et al. Using co-variations in the Hb signal to detect visual activation: a near infrared spectroscopic imaging study. *NeuroImage*. 15 août 2009;47(2):473-81.
352. Atsumori H, Kiguchi M, Katura T, Funane T, Obata A, Sato H, et al. Noninvasive imaging of prefrontal activation during attention-demanding tasks performed while walking using a wearable optical topography system. *J Biomed Opt*. 2010;15(4):046002.
353. Piper SK, Krueger A, Koch SP, Mehnert J, Habermehl C, Steinbrink J, et al. A wearable multi-channel fNIRS system for brain imaging in freely moving subjects. *NeuroImage*. 15 janv 2014;85 Pt 1(0 1):64-71.
354. Boas DA, Gaudette T, Strangman G, Cheng X, Marota JJ, Mandeville JB. The accuracy of near infrared spectroscopy and imaging during focal changes in cerebral hemodynamics. *NeuroImage*. janv 2001;13(1):76-90.
355. Kressig RW, Beauchet O, European GAITRite Network Group. Guidelines for clinical applications of spatio-temporal gait analysis in older adults. *Aging Clin Exp Res*. avr 2006;18(2):174-6.
356. Elsevier. Elsevier Connect. [cité 31 août 2023]. Nouvelle édition du collège Médecine physique et de réadaptation. Disponible sur: <https://www.elsevier.com/fr-fr/connect/etudes-de-medecine/nouvelle-edition-du-college-medecine-physique-et-de-readaptation>

357. Bohannon RW, Glenney SS. Minimal clinically important difference for change in comfortable gait speed of adults with pathology: a systematic review. *J Eval Clin Pract.* août 2014;20(4):295-300.
358. Perera S, Mody SH, Woodman RC, Studenski SA. Meaningful change and responsiveness in common physical performance measures in older adults. *J Am Geriatr Soc.* mai 2006;54(5):743-9.
359. Tilson JK, Sullivan KJ, Cen SY, Rose DK, Koradia CH, Azen SP, et al. Meaningful gait speed improvement during the first 60 days poststroke: minimal clinically important difference. *Phys Ther.* févr 2010;90(2):196-208.
360. Dworkin RH, Turk DC, Farrar JT, Haythornthwaite JA, Jensen MP, Katz NP, et al. Core outcome measures for chronic pain clinical trials: IMMPACT recommendations. *Pain.* janv 2005;113(1-2):9-19.
361. Schwartz MH, Viehweger E, Stout J, Novacheck TF, Gage JR. Comprehensive treatment of ambulatory children with cerebral palsy: an outcome assessment. *J Pediatr Orthop.* 2004;24(1):45-53.
362. Baker R, McGinley JL, Schwartz M, Thomason P, Rodda J, Graham HK. The minimal clinically important difference for the Gait Profile Score. *Gait Posture.* 1 avr 2012;35(4):612-5.
363. White H, Barney B, Augsburg S, Miller E, Iwinski H. AFOs Improve Stride Length and Gait Velocity but Not Motor Function for Most with Mild Cerebral Palsy. *Sensors.* 4 janv 2023;23(2):569.
364. McDonough AL, Batavia M, Chen FC, Kwon S, Ziai J. The validity and reliability of the GAITRite system's measurements: A preliminary evaluation. *Arch Phys Med Rehabil.* mars 2001;82(3):419-25.
365. Menz HB, Latt MD, Tiedemann A, Mun San Kwan M, Lord SR. Reliability of the GAITRite walkway system for the quantification of temporo-spatial parameters of gait in young and older people. *Gait Posture.* août 2004;20(1):20-5.
366. Bilney B, Morris M, Webster K. Concurrent related validity of the GAITRite walkway system for quantification of the spatial and temporal parameters of gait. *Gait Posture.* févr 2003;17(1):68-74.
367. Cho KH, Lee HJ, Lee WH. Test-retest reliability of the GAITRite walkway system for the spatio-temporal gait parameters while dual-tasking in post-stroke patients. *Disabil Rehabil.* 2015;37(6):512-6.
368. Wong JS, Jasani H, Poon V, Inness EL, McIlroy WE, Mansfield A. Inter- and intra-rater reliability of the GAITRite system among individuals with sub-acute stroke. *Gait Posture.* 2014;40(1):259-61.
369. Kuys SS, Brauer SG, Ada L. Test-retest reliability of the GAITRite system in people with stroke undergoing rehabilitation. *Disabil Rehabil.* 2011;33(19-20):1848-53.
370. Liu Y, Ayaz H. Speech Recognition via fNIRS Based Brain Signals. *Front Neurosci.* 2018;12:695.
371. Fraser SA, Dupuy O, Pouliot P, Lesage F, Bherer L. Comparable Cerebral Oxygenation Patterns in Younger and Older Adults during Dual-Task Walking with Increasing Load. *Front Aging Neurosci.* 2016;8:240.
372. Marchal V, Sellers J, Pelegrini-Issac M, Gallea C, Bertasi E, Valabregue R, et al. Identification des réseaux cérébraux impliqués dans la marche automatique et avec obstacle : étude en IRMf chez le volontaire sain. *Neurophysiol Clin Neurophysiol.* 1 nov 2015;45(4):414.

## Annexes

---

Annexe 1. PRISMA Guidelines for scoping reviews .....	136
Annexe 2. Score d'évaluation de la qualité méthodologique des articles - Échelle PEDro (Physiotherapy Evidence Database) .....	138
Annexe 3. Critères d'inclusion/non-inclusion des patients pour l'évaluation clinique .....	140
Annexe 4. Fiche d'inclusion des patients (caractéristiques) – Modèle vierge .....	141
Annexe 5. Classification de Fazekas.....	143
Annexe 6. Indice de Barthel.....	144
Annexe 7. Montreal Cognitive Assessment (MOCA).....	146
Annexe 8. Index de Demeurisse.....	147
Annexe 9. Échelle d'Ashworth modifiée .....	149
Annexe 10. Échelle de Tardieu.....	150
Annexe 11. Berg Balance Scale .....	151
Annexe 12. PASS (Postural Assessment Scale for Stroke patients).....	153
Annexe 13. FAC modifiée.....	155
Annexe 14. EuroQol .....	156
Annexe 15. Frenchay Activity Index .....	159

## Annexe 1. PRISMA Guidelines for scoping reviews

### Preferred Reporting Items for Systematic reviews and Meta-Analyses extension for Scoping Reviews (PRISMA-ScR) Checklist

SECTION	ITEM	PRISMA-ScR CHECKLIST ITEM	REPORTED ON PAGE #
<b>TITLE</b>			
Title	1	Identify the report as a scoping review.	
<b>ABSTRACT</b>			
Structured summary	2	Provide a structured summary that includes (as applicable): background, objectives, eligibility criteria, sources of evidence, charting methods, results, and conclusions that relate to the review questions and objectives.	
<b>INTRODUCTION</b>			
Rationale	3	Describe the rationale for the review in the context of what is already known. Explain why the review questions/objectives lend themselves to a scoping review approach.	
Objectives	4	Provide an explicit statement of the questions and objectives being addressed with reference to their key elements (e.g., population or participants, concepts, and context) or other relevant key elements used to conceptualize the review questions and/or objectives.	
<b>METHODS</b>			
Protocol and registration	5	Indicate whether a review protocol exists; state if and where it can be accessed (e.g., a Web address); and if available, provide registration information, including the registration number.	
Eligibility criteria	6	Specify characteristics of the sources of evidence used as eligibility criteria (e.g., years considered, language, and publication status), and provide a rationale.	
Information sources*	7	Describe all information sources in the search (e.g., databases with dates of coverage and contact with authors to identify additional sources), as well as the date the most recent search was executed.	
Search	8	Present the full electronic search strategy for at least 1 database, including any limits used, such that it could be repeated.	
Selection of sources of evidence†	9	State the process for selecting sources of evidence (i.e., screening and eligibility) included in the scoping review.	
Data charting process‡	10	Describe the methods of charting data from the included sources of evidence (e.g., calibrated forms or forms that have been tested by the team before their use, and whether data charting was done independently or in duplicate) and any processes for obtaining and confirming data from investigators.	
Data items	11	List and define all variables for which data were sought and any assumptions and simplifications made.	
Critical appraisal of individual sources of evidence§	12	If done, provide a rationale for conducting a critical appraisal of included sources of evidence; describe the methods used and how this information was used in any data synthesis (if appropriate).	
Synthesis of results	13	Describe the methods of handling and summarizing the data that were charted.	



SECTION	ITEM	PRISMA-ScR CHECKLIST ITEM	REPORTED ON PAGE #
<b>RESULTS</b>			
Selection of sources of evidence	14	Give numbers of sources of evidence screened, assessed for eligibility, and included in the review, with reasons for exclusions at each stage, ideally using a flow diagram.	
Characteristics of sources of evidence	15	For each source of evidence, present characteristics for which data were charted and provide the citations.	
Critical appraisal within sources of evidence	16	If done, present data on critical appraisal of included sources of evidence (see item 12).	
Results of individual sources of evidence	17	For each included source of evidence, present the relevant data that were charted that relate to the review questions and objectives.	
Synthesis of results	18	Summarize and/or present the charting results as they relate to the review questions and objectives.	
<b>DISCUSSION</b>			
Summary of evidence	19	Summarize the main results (including an overview of concepts, themes, and types of evidence available), link to the review questions and objectives, and consider the relevance to key groups.	
Limitations	20	Discuss the limitations of the scoping review process.	
Conclusions	21	Provide a general interpretation of the results with respect to the review questions and objectives, as well as potential implications and/or next steps.	
<b>FUNDING</b>			
Funding	22	Describe sources of funding for the included sources of evidence, as well as sources of funding for the scoping review. Describe the role of the funders of the scoping review.	

JB I = Joanna Briggs Institute; PRISMA-ScR = Preferred Reporting Items for Systematic reviews and Meta-Analyses extension for Scoping Reviews.

\* Where *sources of evidence* (see second footnote) are compiled from, such as bibliographic databases, social media platforms, and Web sites.

† A more inclusive/heterogeneous term used to account for the different types of evidence or data sources (e.g., quantitative and/or qualitative research, expert opinion, and policy documents) that may be eligible in a scoping review as opposed to only studies. This is not to be confused with *information sources* (see first footnote).

‡ The frameworks by Arksey and O'Malley (6) and Levac and colleagues (7) and the JB I guidance (4, 5) refer to the process of data extraction in a scoping review as data charting.

§ The process of systematically examining research evidence to assess its validity, results, and relevance before using it to inform a decision. This term is used for items 12 and 19 instead of "risk of bias" (which is more applicable to systematic reviews of interventions) to include and acknowledge the various sources of evidence that may be used in a scoping review (e.g., quantitative and/or qualitative research, expert opinion, and policy document).

From: Tricco AC, Lillie E, Zarin W, O'Brien KK, Colquhoun H, Levac D, et al. PRISMA Extension for Scoping Reviews (PRISMA-ScR): Checklist and Explanation. *Ann Intern Med.* 2018;169:467–473. doi: 10.7326/M18-0850.

## Annexe 2. Score d'évaluation de la qualité méthodologique des articles - Échelle PEDro (Physiotherapy Evidence Database)

### Échelle PEDro – Français

1. les critères d'éligibilité ont été précisés	non <input type="checkbox"/>	oui <input type="checkbox"/>	où:
2. les sujets ont été répartis aléatoirement dans les groupes (pour un essai croisé, l'ordre des traitements reçus par les sujets a été attribué aléatoirement)	non <input type="checkbox"/>	oui <input type="checkbox"/>	où:
3. la répartition a respecté une assignation secrète	non <input type="checkbox"/>	oui <input type="checkbox"/>	où:
4. les groupes étaient similaires au début de l'étude au regard des indicateurs pronostiques les plus importants	non <input type="checkbox"/>	oui <input type="checkbox"/>	où:
5. tous les sujets étaient "en aveugle"	non <input type="checkbox"/>	oui <input type="checkbox"/>	où:
6. tous les thérapeutes ayant administré le traitement étaient "en aveugle"	non <input type="checkbox"/>	oui <input type="checkbox"/>	où:
7. tous les examinateurs étaient "en aveugle" pour au moins un des critères de jugement essentiels	non <input type="checkbox"/>	oui <input type="checkbox"/>	où:
8. les mesures, pour au moins un des critères de jugement essentiels, ont été obtenues pour plus de 85% des sujets initialement répartis dans les groupes	non <input type="checkbox"/>	oui <input type="checkbox"/>	où:
9. tous les sujets pour lesquels les résultats étaient disponibles ont reçu le traitement ou ont suivi l'intervention contrôle conformément à leur répartition ou, quand cela n'a pas été le cas, les données d'au moins un des critères de jugement essentiels ont été analysées "en intention de traiter"	non <input type="checkbox"/>	oui <input type="checkbox"/>	où:
10. les résultats des comparaisons statistiques intergroupes sont indiqués pour au moins un des critères de jugement essentiels	non <input type="checkbox"/>	oui <input type="checkbox"/>	où:
11. pour au moins un des critères de jugement essentiels, l'étude indique à la fois l'estimation des effets et l'estimation de leur variabilité	non <input type="checkbox"/>	oui <input type="checkbox"/>	où:

L'échelle PEDro est basée sur la liste Delphi développée par Verhagen et ses collègues au département d'épidémiologie de l'Université de Maastricht (*Verhagen AP et al (1998). The Delphi list: a criteria list for quality assessment of randomised clinical trials for conducting systematic reviews developed by Delphi consensus. Journal of Clinical Epidemiology, 51(12):1235-41*). Cette liste est basée sur un "consensus d'experts" et non, pour la majeure partie, sur des données empiriques. Deux items supplémentaires à la liste Delphi (critères 8 et 10 de l'échelle PEDro) ont été inclus dans l'échelle PEDro. Si plus de données empiriques apparaissent, il deviendra éventuellement possible de pondérer certains critères de manière à ce que le score de PEDro reflète l'importance de chacun des items.

L'objectif de l'échelle PEDro est d'aider l'utilisateur de la base de données PEDro à rapidement identifier quels sont les essais cliniques réellement ou potentiellement randomisés indexés dans PEDro (c'est-à-dire les essais contrôlés randomisés et les essais cliniques contrôlés, sans précision) qui sont susceptibles d'avoir une bonne validité interne (critères 2 à 9), et peuvent avoir suffisamment d'informations statistiques pour rendre leurs résultats interprétables (critères 10 à 11). Un critère supplémentaire (critère 1) qui est relatif à la validité "externe" (c'est "la généralisabilité" de l'essai ou son "applicabilité") a été retenu dans l'échelle PEDro pour prendre en compte toute la liste Delphi, mais ce critère n'est pas comptabilisé pour calculer le score PEDro cité sur le site Internet de PEDro.

L'échelle PEDro ne doit pas être utilisée pour mesurer la "validité" des conclusions d'une étude. En particulier, nous mettons en garde les utilisateurs de l'échelle PEDro sur le fait que les études qui montrent des effets significatifs du traitement et qui ont un score élevé sur l'échelle PEDro, ne signifie pas nécessairement que le traitement est cliniquement utile. Il faut considérer aussi si la taille de l'effet du traitement est suffisamment grande pour que cela vaille la peine cliniquement d'appliquer le traitement. De même, il faut évaluer si le rapport entre les effets positifs du traitement et ses effets négatifs est favorable. Enfin, la dimension coût/efficacité du traitement est à prendre compte pour effectuer un choix. L'échelle ne devrait pas être utilisée pour comparer la "qualité" des essais réalisés dans différents domaines de la physiothérapie, essentiellement parce qu'il n'est pas possible de satisfaire à tous les items de cette échelle dans certains domaines de la pratique kinésithérapique.

Dernière modification le 21 juin 1999. Traduction française le 1 juillet 2010

#### Précisions pour l'utilisation de l'échelle PEDro:

- Tous les critères **Les points sont attribués uniquement si le critère est clairement respecté**. Si, lors de la lecture de l'étude, on ne retrouve pas le critère explicitement rédigé, le point ne doit pas être attribué à ce critère.
- Critère 1 Ce critère est respecté si l'article décrit la source de recrutement des sujets et une liste de critères utilisée pour déterminer qui était éligible pour participer à l'étude.
- Critère 2 Une étude est considérée avoir utilisé une *répartition aléatoire* si l'article mentionne que la répartition entre les groupes a été faite au hasard. La méthode précise de répartition aléatoire n'a pas lieu d'être détaillée. Des procédures comme pile ou face ou le lancé de dés sont considérées comme des méthodes de répartition aléatoire. Les procédures quasi-aléatoires, telles que la répartition selon le numéro de dossier hospitalier ou la date de naissance, ou le fait de répartir alternativement les sujets dans les groupes, ne remplissent pas le critère.
- Critère 3 Une *assignation secrète* signifie que la personne qui a déterminé si un sujet répondait aux critères d'inclusion de l'étude ne devait pas, lorsque cette décision a été prise, savoir dans quel groupe le sujet serait admis. Un point est attribué pour ce critère, même s'il n'est pas précisé que l'assignation est secrète, lorsque l'article mentionne que la répartition a été réalisée par enveloppes opaques cachetées ou que la répartition a été réalisée par table de tirage au sort en contactant une personne à distance.
- Critère 4 Au minimum, lors d'études concernant des interventions thérapeutiques, l'article doit décrire au moins une mesure de la gravité de l'affection traitée et au moins une mesure (différente) sur l'un des critères de jugement essentiels en début d'étude. L'évaluateur de l'article doit s'assurer que les résultats des groupes n'ont pas de raison de différer de manière cliniquement significative du seul fait des différences observées au début de l'étude sur les variables pronostiques. Ce critère est respecté, même si les données au début de l'étude ne sont présentées que pour les sujets qui ont terminé l'étude.
- Critères 4, 7-11 Les *critères de jugement* essentiels sont ceux dont les résultats fournissent la principale mesure de l'efficacité (ou du manque d'efficacité) du traitement. Dans la plupart des études, plus d'une variable est utilisée pour mesurer les résultats.
- Critères 5-7 Être "*en aveugle*" signifie que la personne en question (sujet, thérapeute ou évaluateur) ne savait pas dans quel groupe le sujet avait été réparti. De plus, les sujets et les thérapeutes sont considérés être "*en aveugle*" uniquement s'il peut être attendu qu'ils ne sont pas à même de faire la distinction entre les traitements appliqués aux différents groupes. Dans les essais dans lesquels les critères de jugement essentiels sont autoévalués par le sujet (ex. échelle visuelle analogique, recueil journalier de la douleur), l'évaluateur est considéré être "*en aveugle*" si le sujet l'est aussi.
- Critère 8 Ce critère est respecté uniquement si l'article mentionne explicitement *à la fois* le nombre de sujets initialement répartis dans les groupes *et* le nombre de sujets auprès de qui les mesures ont été obtenues pour les critères de jugement essentiels. Pour les essais dans lesquels les résultats sont mesurés à plusieurs reprises dans le temps, un critère de jugement essentiel doit avoir été mesuré pour plus de 85% des sujets à l'une de ces reprises.
- Critère 9 Une *analyse en intention* de traiter signifie que, lorsque les sujets n'ont pas reçu le traitement (ou n'ont pas suivi l'intervention contrôle) qui leur avait été attribué, et lorsque leurs résultats sont disponibles, l'analyse est effectuée comme si les sujets avaient reçu le traitement (ou avaient suivi l'intervention contrôle) comme attribué. Ce critère est respecté, même sans mention d'une analyse en intention de traiter si l'article mentionne explicitement que tous les sujets ont reçu le traitement ou ont suivi l'intervention contrôle comme attribué.
- Critère 10 Une comparaison statistique *intergroupe* implique une comparaison statistique d'un groupe par rapport à un autre. Selon le plan expérimental de l'étude, cela peut impliquer la comparaison de deux traitements ou plus, ou la comparaison d'un traitement avec une intervention contrôle. L'analyse peut être une simple comparaison des résultats mesurés après administration des traitements, ou une comparaison du changement dans un groupe au changement dans un autre (quand une analyse factorielle de variance a été utilisée pour analyser les données, ceci est souvent indiqué sous la forme d'une interaction groupe x temps). La comparaison peut prendre la forme d'un test sous hypothèses (qui produit une valeur "p", décrivant la probabilité que les groupes diffèrent uniquement du fait du hasard) ou prendre la forme d'une estimation (par exemple: différence de moyennes ou de médianes, différence entre proportions, nombre nécessaire de sujets à traiter, risque relatif ou rapport de risque instantané dit "hazard ratio") et de son intervalle de confiance.
- Critère 11 Une *estimation de l'effet* est une mesure de la taille de l'effet du traitement. L'effet du traitement peut être décrit soit par une différence entre les groupes, soit par le résultat au sein (de chacun) de tous les groupes. Les *estimations de la variabilité* incluent les écarts-types, les erreurs standards, les intervalles de confiance, les intervalles interquartiles (ou autres quantiles) et les étendues. Les estimations de l'effet et/ou de la variabilité peuvent être fournies sous forme graphique (par exemple, les écarts-types peuvent être représentés sous forme de barres d'erreurs dans une figure) à la condition expresse que le graphique soit clairement légendé (par exemple, qu'il soit explicite que ces barres d'erreurs représentent des écarts-type ou des erreurs-standard). S'il s'agit de résultats classés par catégories, ce critère est considéré respecté si le nombre de sujets de chaque catégorie est précisé pour chacun des groupes.

### Annexe 3. Critères d'inclusion/non-inclusion des patients pour l'évaluation clinique

#### Thèse fNIRS Tarek :

<u>Critères d'Inclusion</u>	<u>Critères d'Exclusion</u>
<ul style="list-style-type: none"><li>- AVC en phase subaiguë = 14 jours à 6 mois</li><li>- Pouvoir marcher au moins 10 mètres ± aide technique</li><li>- Appareillage indiqué pour déficit des releveurs = Orthèse suro-pédieuse ou cruro-pédieuse avec système releveur de pied</li></ul>	<ul style="list-style-type: none"><li>- Atteinte frontale (cérébrale antérieure)</li><li>- Antécédent neurologique ou orthopédique majeur (limitant la capacité de marche)</li><li>- Troubles cognitifs sévères rendant impossible la marche sur tapis GaitRite®</li><li>- Orthèse de membre inférieur avant l'AVC</li></ul>

1 Bloc = 1 marche sur tapis GaitRite®, 1 test de N-Back, 1 double tâche associant les 2

*A noter : Pour les patients ayant une aphasie sévère ou des troubles cognitifs légers mais pouvant marcher sur tapis GaitRite®, seule l'évaluation de la marche en simple tâche à 2 reprises sera réalisée*

#### Descriptif résumé du Protocole :

- 1) Évaluation avec passation de scores d'**évaluation clinique** (*dans les 48 heures de chaque passation pour chaque patient*)
- 2) Faire passer les patients **AVANT l'appareillage** 2 fois à 24heures d'intervalle pour Baseline = **2 blocs**
- 3) 24 heures après, nouveau passage avec et sans orthèse (première mise) = **1 bloc de chaque** (avec et sans appareillage)
- 4) Nouvelle évaluation 15 jours après et tous les 15 jours (avec l'appareillage) = **2 blocs** de FOCOMIOS

#### En cas d'impossibilité d'évaluer les patients avant l'appareillage, pour l'évaluation initiale :

- Faire passer **2 blocs** avec l'appareillage (pour le protocole FOCOMIOS), puis enlever l'appareillage et réaliser **1 bloc**
- Le lendemain et le surlendemain faire passer **1 à 2 blocs** sans appareillage.

**Merci de contacter Tarek (61880) pour tout patient pouvant relever d'une inclusion dans les protocoles FOCOMIOS et/ou dans le protocole ci-dessus.**

## Annexe 4. Fiche d'inclusion des patients (caractéristiques) – Modèle vierge

### Fiche Patient (Thèse fNIRS – Tarek) :

Nom :

Prénom :

Age :

Sexe :

Poids :

Taille :

---

Profession :

Niveau d'étude :

Vit seul/accompagné :

---

Date AVC :

Délai évaluation post-AVC :

Lieu AVC :

Type AVC :

---

ATCD Lacunaire :

Leucoaraiose (Fazekas) :

Toxines (dates) :

Anti-Dépresseur :

Volume Rééducation (h/sem) :

Barthel :

---

MOCA :

---

Douleur :

Déformation :

SPGO :

---

Mobilité cheville (FP/FD/ST) :

Mobilité genou (F/E) :

Mobilité hanche (F/E/Abd/Add/RI/RE) :

---

Demeurisse :

MAS :

Tardieu :

---

BBS :

FAC-modifiée :

Statut de marche :

---

Type d'Orthèse :

ST motrice :

ST cognitive :

DT :

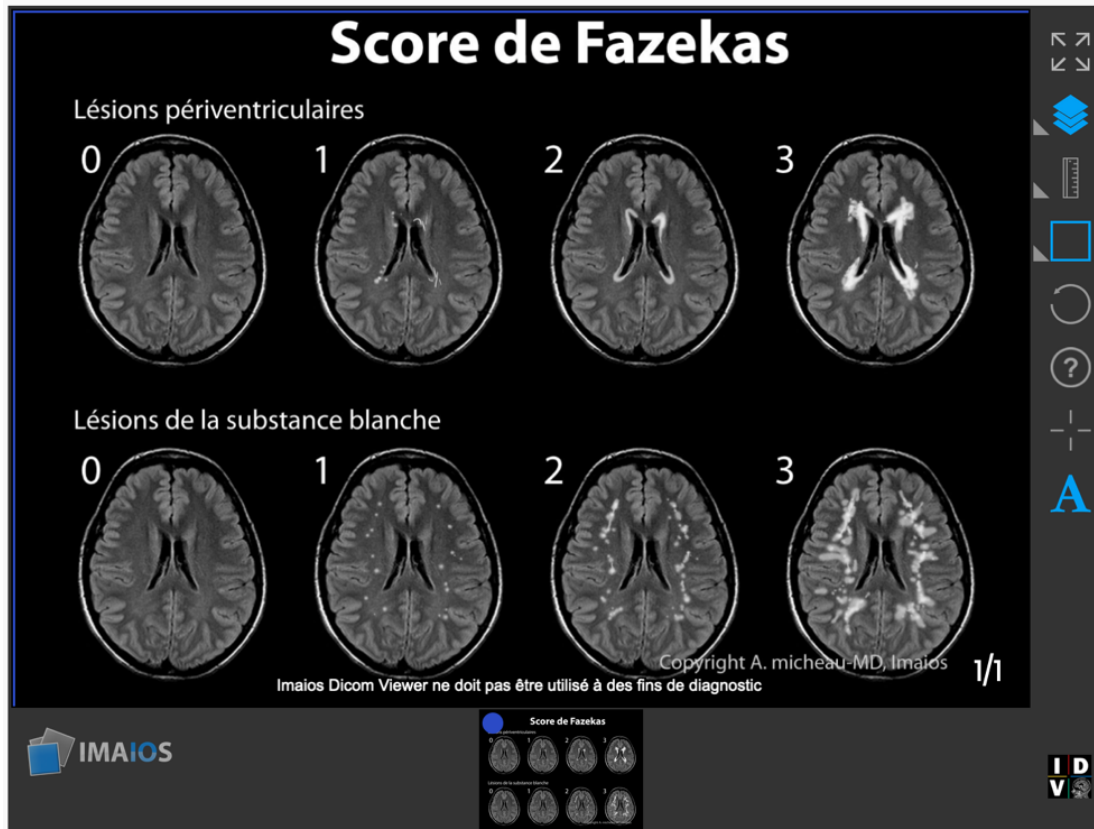
---

*Au RAD*

Euroqol :

Frenchay :

## Classification de Fazekas pour la leucoaraïose (ARWMC)



### Anamnèse

#### Lésions périventriculaires

- 0 Pas de lésion
- 1 Punctiformes ou fines lignes
- 2 Halo
- 3 Extensives à la substance blanche

#### Lésions de la substance blanche profonde

- 0 Pas de lésion
- 1 Punctiformes
- 2 Confluence débutante
- 3 Multiples zones confluentes

## Annexe 6. Indice de Barthel

### Index de Barthel

Alimentation	
10	Indépendant. Capable de se servir des instruments nécessaires. Prend ses repas en un temps raisonnable.
5	A besoin d'aide par exemple pour couper.
0	Dépendance.

Contrôle sphinctérien	
10	Continence.
5	Fuites occasionnelles.
0	Incontinence ou prise en charge personnelle si sonde vésicale à demeure.

Anorectal	
10	Continence. Capable de s'administrer un lavement ou un suppositoire.
5	Accidents occasionnels. A besoin d'aide pour un lavement ou un suppositoire si nécessaire.
0	Incontinence.

W.C.	
10	Indépendance.
5	Intervention d'une tierce personne.
0	Dépendance.

Soins personnels	
5	Possible sans aide.
0	Dépendance complète.

Bain	
5	Possible sans aide.
0	Dépendance complète.

Habillage	
10	Indépendance (pour boutonner un bouton, fermer une fermeture-éclair, lacer ses lacets, mettre des bretelles).
5	A besoin d'aide, mais fait la moitié de la tâche en un temps correcte.
0	Dépendance complète.



Transfert du lit au fauteuil	
15	Indépendant, y compris pour faire fonctionner un fauteuil roulant.
10	Peut s'asseoir mais doit être installé.
5	Capable de s'asseoir, mais nécessite une aide maximale pour le transfert.
0	Incapacité totale.

Déplacement	
15	Marche avec soutien ou pas pour plus de 50 mètres.
10	Marche avec aide pour 50 mètres.
5	Indépendant pour faire 50 mètres en fauteuil roulant.
0	Dépendance complète

Escalier	
10	Indépendant, peut se servir de cannes.
5	A besoin d'aide ou de surveillance.
0	Incapacité totale.

Nom du patient : .....  
 Prénom : .....

Date de naissance : .... / .... / .....  
 Date de l'examen : .... / .... / .....

# Annexe 7. Montreal Cognitive Assessment (MOCA)

**MONTREAL COGNITIVE ASSESSMENT (MOCA)**  
Version 7.1 **FRANÇAIS**

NOM :  
Scolarité :  
Sexe :

Date de naissance :  
DATE :

<b>VISUOSPATIAL / EXÉCUTIF</b>		Copier le cube		Dessiner HORLOGE (11 h 10 min) (3 points)		POINTS			
						[ ] / 5			
<b>DÉNOMINATION</b>		[ ]		[ ]		[ ]			
<b>MÉMOIRE</b>		Lire la liste de mots, le patient doit répéter. Faire 2 essais même si le 1er essai est réussi. Faire un rappel 5 min après.		VISAGE	VELOURS	ÉGLISE	MARGUERITE	ROUGE	Pas de point
		1 <sup>er</sup> essai	2 <sup>ème</sup> essai						
<b>ATTENTION</b>		Lire la série de chiffres (1 chiffre/ sec.). Le patient doit la répéter. [ ] 2 1 8 5 4 Le patient doit la répéter à l'envers. [ ] 7 4 2						___/2	
<b>MÉMOIRE</b>		Lire la série de lettres. Le patient doit taper de la main à chaque lettre A. Pas de point si 2 erreurs [ ] FBACMNAAJKLBAFAKDEAAAJAMOF AAB						___/1	
<b>MATHÉMATIQUES</b>		Soustraire série de 7 à partir de 100. [ ] 93 [ ] 86 [ ] 79 [ ] 72 [ ] 65 4 ou 5 soustractions correctes : 3 pts, 2 ou 3 correctes : 2 pts, 1 correcte : 1 pt, 0 correcte : 0 pt						___/3	
<b>LANGAGE</b>		Répéter : Le colibri a déposé ses œufs sur le sable. [ ] L'argument de l'avocat les a convaincus. [ ]						___/2	
<b>LANGAGE</b>		Fluidité de langage. Nommer un maximum de mots commençant par la lettre «F» en 1 min [ ] ____ (N≥11 mots)						___/1	
<b>ABSTRACTION</b>		Similitude entre ex : banane - orange = fruit [ ] train - bicyclette [ ] montre - règle						___/2	
<b>RAPPEL</b>		Doit se souvenir des mots SANS INDICES [ ]		VISAGE	VELOURS	ÉGLISE	MARGUERITE	ROUGE	Points pour rappel SANS INDICES seulement
<b>Optionnel</b>		Indice de catégorie [ ] Indice choix multiples [ ]							
<b>ORIENTATION</b>		[ ] Date [ ] Mois [ ] Année [ ] Jour [ ] Endroit [ ] Ville						___/6	
© Z.Nasreddine MD		www.mocatest.org		Normal ≥ 26 / 30		<b>TOTAL</b>		___/30	
Administré par : _____								Ajouter 1 point si scolarité ≤ 12 ans	

## Annexe 8. Index de Demeurisse

### Référentiel d'auto-évaluation des pratiques professionnelles en masso-kinésithérapie

---

#### (10) Index de motricité de Demeurisse

**Réf :** Demeurisse G, Demol O, Robaye E. Motor evaluation in vascular hemiplegia. *Eur Neurol* 1980 ; 19 : 382-9.

Collin C, Wade DT. Assessing motor impairment after stroke : a pilot reliability study. *J Neurol Neurosurg Psychiatry* 1990 ; 53 : 576-9.

#### TESTS (En position assise) :

##### Membre Supérieur :

1. Prise « en pince » ; Cube de 2,5 m entre le pouce et l'index.
2. Flexion du coude ; Depuis 90 degrés, contraction/mouvement volontaire.
3. Abduction de l'épaule ; Depuis la position coude au corps.

##### Membre Inférieur :

4. Dorsiflexion de cheville ; depuis la position de flexion plantaire.
5. Extension de genou ; Contraction/mouvement volontaire depuis 90 degrés.
6. Flexion de hanche ; Habituellement depuis 90 degrés.

#### SCORES :

##### **Test 1 (prise en pince) :**

0. Pas de mouvement.
11. Début de préhension (quelconque mouvement de l'index ou du pouce).
19. Prise du cube, mais incapable de le tenir contre la pesanteur.
22. Prise du cube, pris contre la pesanteur, mais pas contre une faible résistance (le MK tente de lui retirer le cube).
26. Prise du cube contre résistance, mais plus faible que de l'autre côté.
33. Prise en pince normale.

##### **Tests 2 à 6 :**

0. Pas de mouvement.
9. Contraction du muscle palpable, mais pas de mouvement.
14. Mouvement vu, mais pas sur toute la distance/pas contre la pesanteur.
19. Mouvement sur toute la distance contre pesanteur, pas contre résistance.
25. Mouvement contre résistance, mais plus faible que de l'autre côté.
33. Force normale.

Score Membre Sup = scores (1) + (2) + (3) + 1 (/100)

Score Membre Inf = scores (4) + (5) + (6) + 1 (/100)

Score de l'hémicorps = ( Mbre sup + Mbre inf)/2

**EXPLICATIONS :**

Le patient doit être assis sur une chaise ou sur le côté du lit mais peut rester allongé si nécessaire.

*Pince :*

Demander au patient d'attraper un objet de 2,5 cm (cube) entre son pouce et son index. L'objet doit être sur une surface plate (par exemple, un livre).

19 = L'examineur doit tenir le poignet.

22 = L'objet est soulevé en l'air mais il se déloge facilement.

*Flexion du coude :*

Le coude est fléchi à 90° avant-bras horizontal et bras vertical.

Il est demandé au patient de plier le bras jusqu'à ce que la main touche l'épaule. L'examineur résiste avec la main au niveau du poignet du patient. Le biceps est palpé.

14 : si aucun mouvement n'est vu dans cette position, mais il existe un mouvement lorsque l'épaule est soutenue de telle façon que le bras soit horizontal.

*Abduction d'épaule :*

Avec le coude au corps et complètement fléchi, il est demandé au patient d'écarter le bras. La contraction du deltoïde est palpée ; les mouvements de la ceinture scapulaire ne comptent pas, le mouvement doit être au niveau de la glénohumérale.

19 = Abduction de plus de 90° (dépassant la position horizontale).

*Dorsiflexion de cheville :*

Le pied est relâché en position de flexion plantaire. Il est demandé au patient une dorsi-flexion du pied (« comme si vous mettiez sur les talons »). Le tibial antérieur est palpé.

14 = Moins de toute l'amplitude de l'amplitude de flexion dorsale.

*Flexion de hanche*

Assis hanches fléchies à 90°. Il est demandé au patient d'étendre (en rectitude le genou pour toucher la main de l'examineur maintenue devant le genou du patient). La contraction du quadriceps est palpée.

14 = Moins de 50 % de l'extension complète.

19 = Genou tendu complètement, mais peut être fléchi facilement.

## Annexe 9. Échelle d'Ashworth modifiée

### Référentiel d'auto-évaluation des pratiques professionnelles en masso-kinésithérapie

#### (2) Échelle d'Ashworth modifiée (2 échelles modifiées existent)

**Réf :** Bohannon RW, Smith MB. Interrater reliability of a modified Ashworth scale of muscle spasticity. *Phys Ther* 1987 ; 67 (2) : 206-7.

Échelle clinique ordinale la plus utilisée aussi bien dans la pratique clinique que dans les publications scientifiques.

0 : pas d'augmentation du tonus musculaire  
1 : une augmentation discrète du tonus musculaire se manifestant par un ressaut suivi d'un relâchement ou par une résistance minimale à la fin du mouvement  
1+ : une augmentation discrète du tonus musculaire se manifestant par un ressaut suivi d'une résistance minimale perçue sur moins de la moitié de l'amplitude articulaire  
2 : une augmentation plus marquée du tonus musculaire touchant la majeure partie de l'amplitude articulaire, l'articulation pouvant être mobilisée facilement  
3 : une augmentation importante du tonus musculaire rendant la mobilisation passive difficile  
4 : l'articulation concernée est fixée en flexion ou en extension (abduction ou adduction)

**Réf :** Marque P, Maupas E, Boitard D, Roques CF. *Evaluation clinique, analytique et fonctionnelle*. In : *La spasticité*. Paris : Masson ; 2001 p. 33-41.

Échelle clinique ordinale la plus utilisée aussi bien dans la pratique clinique que dans les publications scientifiques.

0 : pas d'augmentation du tonus musculaire  
1 : une augmentation discrète du tonus musculaire se manifestant par un ressaut suivi d'un relâchement ou par une résistance minimale à la fin du mouvement  
2 : une augmentation discrète du tonus musculaire se manifestant par un ressaut suivi d'une résistance minimale perçue sur moins de la moitié de l'amplitude articulaire  
3 : une augmentation plus marquée du tonus musculaire touchant la majeure partie de l'amplitude articulaire, l'articulation pouvant être mobilisée facilement  
4 : une augmentation importante du tonus musculaire rendant la mobilisation passive difficile  
5 : l'articulation concernée est fixée en flexion ou en extension (abduction ou adduction)

## Annexe 10. Échelle de Tardieu

### Référentiel d'auto-évaluation des pratiques professionnelles en masso-kinésithérapie

#### (6) ÉCHELLE DE HELD ET TARDIEU

**Réf :** Lacote M, Chevalier AM, Miranda A, Bleton JP. *Évaluation Clinique de la fonction musculaire*. 3<sup>e</sup> édition. Paris : Maloine ; 1996.

**ÉCHELLE DE TARDIEU** (Échelle plus sélective. Meilleure reproductibilité interexamineur.  
Échelle française qui a fait l'objet d'une validation en langue anglaise)

**Réf :** Tardieu G, Rondo P, Dalloz J, Mensch-Dechenne J, Montfraix C. *The stretch reflex in man : a study of electromyography and dynamometry (strain gauge) contribution to classification of the various types of hypertonus*. *Cerebral Palsy Bull* 1959 ; 7:14-7.

**Réf :** Marque P, Maupas E, Boitard D, Roques CF. *Évaluation clinique, analytique et fonctionnelle*. In : *La spasticité*. Paris : Masson ; 2001 p. 33-41.

L'évaluation est toujours réalisée à la même heure du jour, dans une posture corporelle constante pour un membre donné. Les autres articulations, en particulier au niveau du cou doivent rester immobiles durant le test et dans la même position d'un test à l'autre. Pour chaque groupe musculaire, la réaction à l'étirement est notée pour une vitesse donnée :

- V1 = aussi lentement que possible
- V2 = vitesse moyenne qui correspond à l'action de la pesanteur sur le segment
- V3 = aussi vite que possible

Deux paramètres X et Y sont pris en compte :

#### **LA QUALITÉ DE LA RÉACTION MUSCULAIRE (X)**

0 : pas de résistance tout au long du mouvement passif.

1 : discrète augmentation de la résistance au cours du mouvement passif sans que l'on puisse distinguer clairement un ressaut à un angle précis.

2 : ressaut franc interrompant le mouvement passif à un angle précis (1 à 3 secondes) suivi d'un relâchement.

3 : clonus épuisable (moins de 10 secondes lorsqu'on maintient l'étirement) survenant à un angle précis.

4 : clonus inépuisable (plus de 10 secondes lorsqu'on maintient l'étirement) survenant à un angle précis.

#### **L'ANGLE DE LA RÉACTION MUSCULAIRE (Y)**

La mesure est rapportée à la position d'étirement minimal pour chaque articulation (correspondant à l'angle 0), à l'exception de la hanche où la mesure est rapportée à la position de repos anatomique.

Modalités de l'évaluation : On évalue la résistance musculaire à 2 vitesses : la plus lente et la plus rapide possible. On note l'angle d'apparition de la résistance ainsi que l'intensité de cette résistance.

## Annexe 11. Berg Balance Scale

### Référentiel d'auto-évaluation des pratiques professionnelles en masso-kinésithérapie

#### (3) Échelle d'équilibre de Berg (Berg balance scale) (traduction libre)

**Réf :** Berg K, Wood-Dauphinee S, Williams JI, Gayton D : *Measuring balance in the elderly. Preliminary development of an instrument. Physiother Can* 1989 ; 41 : 304-11.

Échelle d'équilibre de Berg. Kinésithérapie, la revue 2004 (32-33) : 50-3 :

Nom : Prénom : Endroit de réalisation des tâches :		Médecin prescripteur : Diagnostic : Kinésithérapeute :		Dates		
Instructions, items et cotation						
<b>1. Transfert assis-debout.</b> <i>Levez-vous. Essayez de ne pas utiliser vos mains pour vous lever</i>	4 : capable de se lever sans les mains et se stabilise indépendamment					
	3 : capable de se lever indépendamment avec les mains					
	2 : capable de se lever avec les mains après plusieurs essais					
	1 : a besoin d'un minimum d'aide pour se lever ou se stabiliser					
	0 : a besoin d'une assistance modérée ou maximale pour se lever					
<b>2. Station debout sans appui.</b> <i>Restez debout sans vous tenir</i>	4 : capable de rester debout en sécurité 2 minutes					
	3 : capable de rester debout 2 minutes avec une supervision					
	2 : capable de rester debout 30 secondes sans se tenir					
	1 : a besoin de plusieurs essais pour rester debout 30 secondes sans se tenir					
	0 : incapable de rester debout 30 secondes sans assistance					
<b>Si le sujet peut rester debout 2 minutes sans se tenir, attribuer le score maximum à l'item 3 et passer à l'item 4.</b>						
<b>3. Assis sans dossier mais les pieds en appui au sol ou sur un repose-pieds.</b> <i>Restez assis les bras croisés pendant 2 minutes</i>	4 : capable de rester assis en sûreté et sécurité pendant 2 minutes					
	3 : capable de rester assis en sûreté et sécurité pendant 2 minutes avec une supervision					
	2 : capable de rester assis 30 secondes					
	1 : capable de rester assis 10 secondes					
	0 : incapable de rester assis sans appuis 10 secondes					
<b>4. Transfert debout-assis.</b> <i>Asseyez-vous</i>	4 : S'assoit en sécurité avec une aide minimale des mains					
	3 : Contrôle la descente en utilisant les mains					
	2 : Utilise l'arrière des jambes contre le fauteuil pour contrôler la descente					
	1 : S'assoit indépendamment mais a une descente incontrôlée					
	0 : a besoin d'une assistance pour s'asseoir					
<b>5. Transfert d'un siège à un autre</b>	4 : Se transfert en sécurité avec une aide minimale des mains					
	3 : Se transfert en sécurité mais a absolument besoin des mains					
	2 : Se transfert mais avec des directives verbales et/ou une supervision					
	1 : a besoin d'une personne pour aider					
	0 : a besoin de 2 personnes pour assister ou superviser					
<b>6. Station debout yeux fermés.</b> <i>Fermez les yeux et restez debout yeux fermés 10 secondes</i>	4 : capable de rester debout 10 secondes en sécurité					
	3 : capable de rester debout 10 secondes avec une supervision					
	2 : capable de rester debout 3 secondes					
	1 : incapable de garder les yeux fermés 3 secondes mais resté stable					
	0 : a besoin d'aide pour éviter les chutes					

## Référentiel d'auto-évaluation des pratiques professionnelles en masso-kinésithérapie

<b>7. Station debout avec les pieds joints.</b> Serrez vos pieds et restez debout sans bouger	4 : capable de placer ses pieds joints indépendamment et reste debout 1 minute en sécurité			
	3 : capable de placer ses pieds joints indépendamment et reste debout 1 minute avec une supervision			
	2 : capable de placer ses pieds joints indépendamment et de tenir 30 secondes			
	1 : a besoin d'aide pour atteindre la position mais est capable de rester debout ainsi 15 secondes			
	0 : a besoin d'aide pour atteindre la position et est incapable de rester debout ainsi 15 secondes			
<b>8. Station debout, atteindre vers l'avant, bras tendus.</b> Levez les bras à 90°. Étendez les doigts vers l'avant aussi loin que vous pouvez	4 : peut aller vers l'avant en toute confiance > 25 cm			
	3 : peut aller vers l'avant > 12,5 cm en sécurité			
	2 : peut aller vers l'avant > 5 cm en sécurité			
	1 : peut aller vers l'avant mais avec une supervision			
	0 : perd l'équilibre quand essaye le mouvement ou a besoin d'un appui extérieur			
<b>9. Ramassage d'un objet au sol.</b> Ramassez le chausson qui est placé devant vos pieds	4 : capable de ramasser le chausson en sécurité et facilement			
	3 : capable de ramasser le chausson avec une supervision			
	2 : incapable de ramasser le chausson mais l'approche à 2-5 cm et garde un équilibre indépendant			
	1 : incapable de ramasser et a besoin de supervision lors de l'essai			
	0 : incapable d'essayer ou a besoin d'assistance pour éviter les pertes d'équilibre ou les chutes			
<b>10. Debout, se tourner en regardant par-dessus son épaule droite et gauche.</b> Regardez derrière vous par-dessus l'épaule gauche. Répétez à droite	4 : regarde derrière des 2 côtés et déplace bien son poids			
	3 : regarde bien d'un côté et déplace moins bien son poids de l'autre			
	2 : tourne latéralement seulement mais garde l'équilibre			
	1 : a besoin de supervision lors de la rotation			
	0 : a besoin d'assistance pour éviter les pertes d'équilibre ou les chutes			
<b>11. Tour complet (360°).</b> Faites un tour complet. De même dans l'autre direction	4 : capable de tourner de 360° en sécurité en 4 secondes ou moins			
	3 : capable de tourner de 360° d'un côté seulement en 4 secondes ou moins			
	2 : capable de tourner de 360° en sécurité mais lentement			
	1 : a besoin d'une supervision rapprochée ou de directives verbales			
	0 : a besoin d'une assistance lors de la rotation			
<b>12. Debout, placer alternativement un pied sur une marche du ou sur un marchepied.</b> Placez alternativement chacun de vos pieds sur la marche de ou sur le marchepied. Continuez jusqu'à ce que chaque pied ait réalisé cela 4 fois	4 : capable de rester debout indépendamment et en sécurité et complète les 8 marches en 20 secondes			
	3 : capable de rester debout indépendamment et complète les 8 marches en > 20 secondes			
	2 : capable de compléter 4 marches sans aide et avec une supervision			
	1 : capable de compléter > 2 marches avec une assistance minimale			
	0 : a besoin d'assistance pour éviter les chutes/incapable d'essayer			
<b>13. Debout un pied devant l'autre.</b> Montrez au sujet. Placez un pied directement devant l'autre. Si vous sentez que vous ne pouvez pas le faire, essayez de placer votre talon plus loin que les orteils du pied opposé	4 : capable de placer son pied directement devant l'autre (tandem) indépendamment et de tenir 30 secondes			
	3 : capable de placer son pied devant l'autre indépendamment et de tenir 30 secondes			
	2 : capable de réaliser un petit pas indépendamment et de tenir 30 secondes			
	1 : a besoin d'aide pour avancer le pied mais peut le maintenir 15 secondes			
	0 : perd l'équilibre lors de l'avancée du pas ou de la position debout			
<b>14. Station unipodale.</b> Restez sur un pied aussi longtemps que vous pouvez tenir	4 : capable de lever un pied indépendamment et de tenir > 10 secondes			
	3 : capable de lever un pied indépendamment et de tenir entre 5 et 10 secondes			
	2 : capable de lever un pied indépendamment et de tenir au moins 3 secondes			
	1 : essaye de lever le pied, incapable de tenir 3 secondes mais reste debout indépendamment			
	0 : incapable d'essayer ou a besoin d'assistance pour éviter les chutes			
Score total : maximum 56 points				

*Au vu de la longueur de passation et du caractère moins spécifique à l'AVC, la PASS a finalement été préférée.*



## Annexe 12. PASS (Postural Assessment Scale for Stroke patients)

Sections	Items	Score
Maintaining a posture	1. Sitting without support	0-3
	2. Standing with support	0-3
	3. Standing without support	0-3
	4. Standing on nonparetic leg	0-3
	5. Standing on paretic leg	0-3
Changing a posture	6. Supine to paretic side lateral	0-3
	7. Supine to nonparetic side lateral	0-3
	8. Supine to sitting up on the edge of the mat	0-3
	9. Sitting on the edge of the mat to supine	0-3
	10. Sitting to standing up	0-3
	11. Standing up to sitting down	0-3
	12. Standing, picking up a pencil from the floor	0-3

The PASS consists of 12 items of graded difficulty :

### *Maintaining a posture*

- Sitting without support (sitting on the edge of a 50cm-high examination table with feet touching the floor)
- Standing with support (feet position free, no other constraints)
- Standing without support (feet position free, no other constraints)
- Standing on nonparetic leg (no other constraints)
- Standing on paretic leg (no other constraints)

### *Changing Posture*

- Supine to affected side lateral
- Supine to nonaffected side lateral
- Supine to sitting up on edge of table
- Sitting on edge of table to supine
- Sit-to-stand (without any support, no other constraints)
- Stand-to-sit (without any support, no other constraints)
- Standing, picking up a pencil from the floor (without any support, no other constraints) (Barros de Oliveira et al., 2008)

## Scoring :

The PASS consists of a 4-point scale where items are scored from 0 – 3. The total score ranges from 0 – 36 (Barros de Oliveira et al., 2008).

### Item 1 : Sitting without support

- 0 = cannot sit
- 1 = can sit with slight support (e.g. by 1 hand)
- 2 = can sit for more than 10 seconds without support
- 3 = can sit for 5 minutes without support

### Item 2 : Standing with support

- 0 = cannot stand, even with support
- 1 = can stand with strong support of 2 people
- 2 = can stand with moderate support of 1 person
- 3 = can stand with support on only 1 hand

### Item 3 : Standing without support

- 0 = cannot stand without support
- 1 = can stand without support for 10 seconds or leans heavily on 1 leg
- 2 = can stand without support for 1 minute or stands slightly asymmetrically
- 3 = can stand without support for more than 1 minute and at the same time perform arm movements above the shoulder level

### Items 4 and 5 : Standing on the nonparetic / paretic leg

- 0 = cannot stand on the leg
- 1 = can stand on the leg for a few seconds
- 2 = can stand on the leg for more than 5 seconds
- 3 = can stand on the leg for more than 10 seconds

### Items 6 – 10 :

- 0 = cannot perform the activity
- 1 = can perform the activity with much help
- 2 = can perform the activity with little help
- 3 = can perform the activity without help

## Annexe 13. FAC modifiée

### 1.6.2 *New Functional Ambulation Classification, FAC modifiée*

<b>Classe 0</b>
Ne peut marcher ou a besoin de l'aide de plus d'une personne.
<b>Classe 1</b>
Peut marcher avec l'aide permanente d'une personne.
<b>Classe 2</b>
Peut marcher avec l'aide intermittente d'une personne.
<b>Classe 3</b>
Peut marcher avec l'aide d'un soutien verbal sans contact physique.
<b>Classe 4</b>
Peut marcher seul sur surface plane, mais le passage des escaliers est impossible.
<b>Classe 5</b>
Peut marcher seul sur surface plane. Le passage des escaliers est possible avec aide physique d'une tierce personne. (contact physique ou simple surveillance)
<b>Classe 6</b>
Peut marcher seul sur surface plane. Le passage des escaliers est possible en utilisant une rampe ou une canne, sans aide et/ou surveillance de la part d'une tierce personne.
<b>Classe 7</b>
Peut marcher seul sur surface plane. Le passage des escaliers est possible seul mais anormalement (plus lent avec boiterie), sans aide et/ou surveillance de quelqu'un, ni d'appui externe.
<b>Classe 8</b>
Peut marcher seul en surface plane et franchit seul les escaliers de façon normale sans se servir de la rampe ou d'une canne avec passage des marches normalement.

Référence :

*Brun V. et al., 2000.*



## Annexe 14. EuroQol



**Questionnaire sur la santé**

**Version française pour le Canada**

***(French version for Canada)***



*Canada (French) © 2009 EuroQol Group EQ-5D™ is a trade mark of the EuroQol Group*

Pour chaque rubrique, veuillez cocher UNE case, celle qui décrit le mieux votre santé AUJOURD'HUI.

### **MOBILITÉ**

- Je n'ai aucun problème pour me déplacer à pied
- J'ai des problèmes légers pour me déplacer à pied
- J'ai des problèmes modérés pour me déplacer à pied
- J'ai des problèmes sévères pour me déplacer à pied
- Je suis incapable de me déplacer à pied

### **AUTONOMIE DE LA PERSONNE**

- Je n'ai aucun problème pour me laver ou m'habiller tout(e) seul(e)
- J'ai des problèmes légers pour me laver ou m'habiller tout(e) seul(e)
- J'ai des problèmes modérés pour me laver ou m'habiller tout(e) seul(e)
- J'ai des problèmes sévères pour me laver ou m'habiller tout(e) seul(e)
- Je suis incapable de me laver ou de m'habiller tout(e) seul(e)

### **ACTIVITÉS COURANTES** (exemples: travail, études, travaux domestiques, activités familiales ou loisirs)

- Je n'ai aucun problème pour accomplir mes activités courantes
- J'ai des problèmes légers pour accomplir mes activités courantes
- J'ai des problèmes modérés pour accomplir mes activités courantes
- J'ai des problèmes sévères pour accomplir mes activités courantes
- Je suis incapable d'accomplir mes activités courantes

### **DOULEURS / INCONFORT**

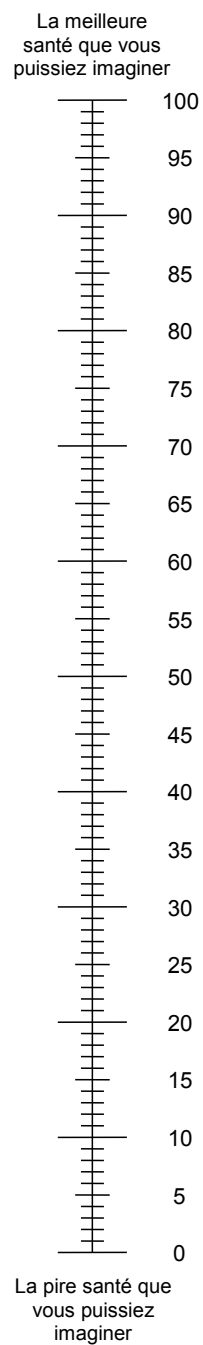
- Je n'ai ni douleur ni inconfort
- J'ai des douleurs ou un inconfort léger(ères)
- J'ai des douleurs ou un inconfort modéré(es)
- J'ai des douleurs ou un inconfort sévère(s)
- J'ai des douleurs ou un inconfort extrême(s)

### **ANXIÉTÉ / DÉPRESSION**

- Je ne suis ni anxieux(se) ni déprimé(e)
- Je suis légèrement anxieux(se) ou déprimé(e)
- Je suis modérément anxieux(se) ou déprimé(e)
- Je suis sévèrement anxieux(se) ou déprimé(e)
- Je suis extrêmement anxieux(se) ou déprimé(e)

- Nous aimerions savoir dans quelle mesure votre santé est bonne ou mauvaise AUJOURD'HUI.
- Cette échelle est numérotée de 0 à 100.
- 100 correspond à la meilleure santé que vous puissiez imaginer. 0 correspond à la pire santé que vous puissiez imaginer.
- Veuillez faire un X sur l'échelle afin d'indiquer votre état de santé AUJOURD'HUI.
- Maintenant, veuillez noter dans la case ci-dessous le chiffre que vous avez coché sur l'échelle.

VOTRE SANTÉ AUJOURD'HUI =



## Annexe 15. Frenchay Activity Index

### Référentiel d'auto-évaluation des pratiques professionnelles en masso-kinésithérapie

#### (8) Frenchay Activity index

**Ref :** Holbrook M, Skilbeck CE. *An activities index for use with stroke patients. Age Ageing* 1983 ; 12 : 166-70.

Durant les 3 derniers mois, avec quelle fréquence avez-vous :

	0 = jamais	1 = moins d'une fois par semaine	2 = 1-2 fois par semaine	3 = la plupart des jours
préparé les repas ?				
lavé la vaisselle ?				

Durant les 3 derniers mois, avec quelle fréquence avez-vous :

	0 = jamais	1 = 1-2 fois par semaine en 3 mois	2 = 3-12 fois en 3 mois	3 = au moins de manière hebdomadaire
lavé les vêtements ?				
réalisé les petits travaux ménagers ?				
réalisé les gros travaux ménagers ?				
effectué les courses locales ?				
effectué des sorties sociales ?				
marché à l'extérieur plus de 15 minutes ?				
poursuivi la réalisation active de vos hobbies ?				
conduit une voiture/effectué des déplacements dans un bus ?				

Durant les 6 derniers mois, avec quelle fréquence avez-vous :

	0 = jamais	1 = 1-2 fois en 6 mois	2 = 3-12 fois en 6 mois	3 = au moins tous les 15 jours
voyagé/effectué des trajets longs en voiture ?				

Durant les 6 derniers mois, avec quelle fréquence avez-vous :

	0 = jamais	1 = légèrement	2 = modérément	3 = autant que nécessaire
jardiné ?				
effectué l'entretien de la maison/l'entretien de la voiture (réalisable soi-même) ?				

Durant les 6 derniers mois, avec quelle fréquence avez-vous :

	0 = aucun	1 = un en 6 mois	2 = moins d'un tous les 15 jours	3 = plus d'un tous les 15 jours
lu des livres ?				

Durant les 6 derniers mois, avec quelle fréquence avez-vous :

	0 = aucun	1 = jusqu'à 10 heures par semaine	2 = entre 10 et 30 heures par semaine	3 = plus de 30 heures par semaine
exercé un emploi rémunéré ?				

TOTAL des points : .....

## **Serment d'Hippocrate**

---

**En présence des maîtres de cette école, de mes condisciples, je promets et je jure d'être fidèle aux lois de l'honneur et de la probité dans l'exercice de la médecine.**

**Je dispenserai mes soins sans distinction de race, de religion, d'idéologie ou de situation sociale.**

**Admis à l'intérieur des maisons, mes yeux ne verront pas ce qu'il s'y passe, ma langue taira les secrets qui me seront confiés et mon état ne servira pas à corrompre les mœurs ni à favoriser les crimes.**

**Je serai reconnaissant envers mes maîtres, et solidaire moralement de mes confrères. Conscient de mes responsabilités envers les patients, je continuerai à perfectionner mon savoir.**

**Si je remplis ce serment sans l'enfreindre, qu'il me soit donné de jouir de l'estime des hommes et de mes condisciples, si je le viole et que je me parjure, puissé-je avoir un sort contraire.**



## **Influence des orthèses releveurs de pied sur la charge attentionnelle à la marche chez des patients hémiplegiques post-AVC en phase aiguë ou subaiguë, évaluée par spectrophotométrie fonctionnelle proche infra-rouge ; scoping review et étude de cas.**

**Introduction** : L'accident vasculaire est un enjeu majeur de santé publique pouvant entraîner une altération de la marche qui est une activité pseudo-automatique, avec majoration de la charge attentionnelle. La mise en place d'orthèses suro-pédieuses (releveurs) est fréquente. L'objectif de cette thèse est de s'intéresser à l'impact de cette intervention sur la charge attentionnelle à la marche en post-AVC. **Matériel et méthodes** : La première partie de ce travail consiste en un état des lieux de la littérature lors d'une revue de cadrage selon les recommandations PRISMA. La seconde partie est une mise en pratique par le biais d'une évaluation clinique en soins courants. Le critère de jugement principal est la charge attentionnelle à la marche, étudiée par la variation des paramètres spatio-temporels de la marche (tapis GAITRite®) et du pourcentage de bonnes réponses au n-back en double tâche cognitivo-motrice, avec une mesure concomitante de l'activité corticale préfrontale (CPF) par spectrophotométrie fonctionnelle proche infra-rouge (fNIRS). Les mesures étaient réalisées à J1, J3 et J5 (avec mise en place de l'orthèse) afin de constituer une baseline, puis à J15. Le critère de jugement secondaire est la faisabilité du protocole. **Résultats de la revue de littérature** : 3335 articles ont été évalués, les principales bases de données interrogées étaient Pubmed et Google Scholar. 220 références ont par la suite été triées et 29 articles analysés. 5 articles ont finalement été retenus, dont 1 portait sur des chaussures orthopédiques et 4 sur des exosquelettes de membres inférieurs. **Résultats de l'évaluation clinique** : Des difficultés de recrutement, un manque de fiabilité des données fNIRS et une incertitude quant à la pertinence du test n-back ont été mises en évidence. Par ailleurs, il semble que la mise en place de l'orthèse entraîne une majoration immédiate de la charge attentionnelle à la marche avec une diminution secondaire. **Conclusion** : Aucune donnée n'est disponible dans la littérature concernant l'évaluation de la charge attentionnelle après mise en place d'un releveur dans les suites d'un AVC. Les données sur la charge attentionnelle sont difficiles à interpréter du fait d'un manque de puissance statistique. Enfin, une validation de la spectrophotométrie semble nécessaire dans cette indication.

**Mots-clés** : AVC ; Charge attentionnelle ; Cortex préfrontal ; Revue de cadrage

**Ankle-foot orthosis effect on attentional load when walking amongst acute or subacute stroke survivors, measured by functional near-infrared spectroscopy ; scoping review and case study.**

**Introduction** : Stroke is a major public health issue where walking disability is common, with an automaticity loss. This is associated with a walking attentional load increase. Ankle-foot orthosis (AFO) usage is frequent. The aim of this work is to study the impact of AFO on post-stroke walking attentional load. **Methods** : The first part of this work is a scoping review, using PRISMA guidelines. The second part is a routine care evaluation on a few cases. The main outcome is walking attentional load assessed by temporal, spatial (GAITRite®) and cognitive (n-back correct response rate) parameters during cognitive-motor double task, with a functional near-infrared spectroscopy (fNIRS) evaluation of prefrontal cortical activity (PFC). Data were collected at day 1, 2 days after and 4 days after (with orthosis implementation) to constitute a baseline, then at day 15. The secondary outcome measure was to assess the protocol feasibility. **Literature review results** : 3335 articles were assessed. The main databases were Pubmed and Google Scholar. 220 references were then sorted out and 29 articles were analyzed. 5 entries were finally selected, among which 1 concerned orthopedic shoes and 4 revolved around lower-limb exoskeletons. **Clinical assessment results** : Enrollment issues, a lack of reliability in fNIRS data and the n-back uncertainty were highlighted. It seems that AFO may induce a walking attentional load increase immediately after introduction, with a delayed decrease. **Conclusion** : No data are available on post-stroke attentional load after AFO usage in literature. Clinical data on attentional load are difficult to evaluate, due to a low statistical power. Finally, a spectroscopy validation seems required in this indication.

**Keywords** : Stroke ; Attentional load ; Prefrontal cortex ; Scoping review

