



HAL
open science

Intérêt des vibrations musculaires focales dans la rééducation à la marche de l'hémiplégique : revue de littérature

Mathilde Olivier

► To cite this version:

Mathilde Olivier. Intérêt des vibrations musculaires focales dans la rééducation à la marche de l'hémiplégique : revue de littérature. Sciences du Vivant [q-bio]. 2019. dumas-02272077

HAL Id: dumas-02272077

<https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-02272077>

Submitted on 27 Aug 2019

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.



Distributed under a Creative Commons Attribution - NonCommercial - NoDerivatives 4.0 International License



INSTITUT DE FORMATION EN MASSO-KINESITHERAPIE

22, rue Camille Desmoulins

29238 BREST CEDEX 3

**Intérêt des vibrations musculaires
focales dans la rééducation à la
marche de l'hémiplégique,
revue de littérature**

Présenté par Mathilde OLIVIER

Travail écrit de fin d'études

En vue de l'obtention du Diplôme d'Etat de Masseur-Kinésithérapeute

Promotion 2015-2019

Juin 2019

Je tiens à remercier,
Karim Jamal, directeur de ce mémoire pour ses conseils et sa disponibilité,
l'équipe pédagogique de l'IFMK Brest pour l'accompagnement pendant cette
formation,
les joyeux collègues de la promotion 2015-2019 grâce à qui tout est passé si vite,

Anne-So pour la relecture de l'abstract,
Yannick pour sa motivation et ses encouragements
Ma famille et mes amis, pour la relecture et le soutien

SOMMAIRE

INTRODUCTION	1
1 L'accident vasculaire cérébral	3
1.1 Définition et incidence	3
1.2 Déficiences et incapacités dues à l'AVC	3
1.1) Récupération après AVC.....	4
2 Marche et hémiplégie	7
2.1 Marche physiologique du sujet en bonne santé.....	7
2.2 Marche de l'hémiplégique.....	11
2.3 Rééducation fonctionnelle de la marche post-AVC.....	15
3 Vibrations musculaires focales.....	20
3.1 Définition des vibrations mécaniques	20
3.2 Effets physiologiques	20
3.3 Applications des vibrations musculaires en rééducation	24
4 ANALYSE DE LA LITTERATURE.....	26
4.1 Problématique	26
4.2 Critères d'inclusion et d'exclusion.....	27
4.3 Critères de jugement	28
4.4 Stratégie de recherche	29
4.5 Processus de sélection des articles	31
4.6 Extraction des résultats	31
4.7 Evaluation de la qualité méthodologique	31
5 Résultats	33
5.1 Diagramme de flux.....	33
5.2 Analyse des données	34
5.3 Qualité méthodologique	39
5.4 Caractéristiques de la population étudiée.....	40

5.5	Caractéristiques de l'intervention	40
5.6	Résultats sur la symétrie à la marche, critère de jugement principal	41
5.7	Résultats sur le Stance time.....	42
5.8	Résultats sur le Step time	43
5.9	Résultats sur la vitesse de marche.....	43
5.10	Synthèse en fonction des muscles vibrés.....	45
6	Discussion.....	47
6.1	Interprétation des résultats	47
6.2	Faisabilité/Accessibilité de la pratique.....	54
6.3	Recommandations cliniques.....	56
6.4	Pistes de recherches futures	57
6.5	La symétrie à tout prix ?.....	58
6.6	Limites de la revue de littérature.....	62
7	Conclusion.....	64
8	Bibliographie	66
9	Annexes	74

INTRODUCTION

Marcher c'est par définition se déplacer en gardant le contact avec le sol de telle ou telle manière (définition du Larousse). C'est le mode de locomotion naturel de l'Homme et le plus utilisé, qui permet d'explorer l'environnement. La marche conditionne notre autonomie et est également un élément fondateur de nos relations sociales. Au cours de la vie la marche est en évolution pour chercher plus de vitesse, d'équilibre, d'efficacité, voire d'élégance selon l'âge ou les situations rencontrées.

Cependant la survenue d'une pathologie comme l'AVC peut perturber la fonction locomotrice, amenant une baisse des capacités fonctionnelles, de l'autonomie et de la qualité de vie de la personne.

Qu'elle soit saine ou pathologique, la marche suscite beaucoup d'intérêt de la part de la communauté scientifique. Faire tourner les moteurs de recherche de la littérature scientifique sur ce sujet amène à de très nombreuses publications portant sur la physiologie, la biomécanique, la réadaptation en médecine physique, la robotique... Ce fort intérêt traduit l'importance de la marche dans nos activités.

L'AVC ou « attaque cérébrale » est un arrêt brutal de la circulation sanguine dans le cerveau. En France, 150 000 personnes sont victimes d'AVC chaque année, et ce chiffre est en augmentation. C'est la première cause de handicap acquis de l'adulte : plus de 500 000 Français vivent avec des séquelles (chiffres extraits du site internet de l'Assurance maladie, actualisé en novembre 2018 (1)).

Les incapacités neurologiques liées aux AVC peuvent notamment impacter la motricité, la communication, la cognition, les activités de la vie quotidienne, dont la marche. La fonction de marche est la limitation la plus souvent signalée par les patients (2). Pourtant après un AVC, la marche est un facteur déterminant de la capacité fonctionnelle dans les activités de la vie quotidienne et de l'autonomie de la vie (3). Il semble alors essentiel de chercher à améliorer la marche hémiparétique.

Comment améliorer la marche d'un patient hémiparétique en rééducation ?

Le développement de nouvelles technologies a permis une analyse plus fine de la marche hémiparétique et de ses mécanismes associés et par conséquent de diversifier les techniques et outils de rééducation et d'optimiser la réadaptation.

L'amélioration de la marche hémiparétique via l'application de signaux externes auditifs et visuels est décrite dans la littérature. Ces dernières décennies, des recherches sont menées pour comprendre les effets potentiels d'autres signaux externes : les vibrations musculaires focales.

Le traitement par vibrations musculaires focales est utilisé en neuro-réhabilitation (4), à des visées antalgiques (5), ou dans le cadre de la négligence spatiale, notamment par Karnath (6–8). Plus récemment, cet outil a été mis en place dans l'objectif d'améliorer les troubles posturaux chez les patients ayant subi un AVC (9,10).

Les stimulations vibratoires ont des effets à plusieurs niveaux sur le système nerveux central, en particulier sur les structures ayant un rôle dans la construction de la perception du corps dans l'espace. Ces effets pourraient être à l'origine de la réduction de l'asymétrie posturale constatée dans ces études.

Face à ces données, on peut se demander si ces mécanismes d'action pourraient également influencer la marche pathologique.

Il semble dès lors judicieux de considérer les apports de cette technique complémentaire dans la rééducation à la marche du patient hémiparétique.

Ce raisonnement permet l'émergence de questions :

Quels intérêts offrent la rééducation de la marche hémiparétique par l'emploi de stimulations vibratoires focales ? De quelles façons cette technique est-elle applicable ?

1 L'accident vasculaire cérébral

1.1 Définition et incidence

L'accident vasculaire cérébral (AVC) est selon la définition de l'OMS de 1978, un « *déficit neurologique global ou focal, brutal et d'origine présumée vasculaire* ».

Selon l'Institut national de la santé et de la recherche médicale (Inserm), on dénombre en France chaque année plus de 130 000 AVC, soit un toutes les quatre minutes (11). L'AVC constitue la première cause de handicap acquis de l'adulte et la deuxième cause de mortalité (11).

Le programme pilote de l'HAS de 2008-2013 communique les chiffres suivants : les AVC en France sont la première cause de handicap non traumatique et 30 000 patients présentent des séquelles lourdes à 1 an.

On distingue deux types d'AVC :

- d'origine ischémique (80% à 85% des AVC), conséquence de l'occlusion d'une artère cérébrale par un thrombus, qui entraîne un défaut d'afflux de sang au niveau du parenchyme cérébral. Les principales causes sont l'athérosclérose et l'embolie d'origine cardiaque. Il s'agit d'un accident ischémique transitoire (AIT) si les symptômes ne durent que quelques minutes.
- d'origine hémorragique cérébrale ou méningée (15 à 20% des AVC), liée à la rupture d'une artère cérébrale. Les principales causes sont l'hypertension artérielle et les malformations vasculaires (ruptures d'anévrisme).

1.2 Déficiences et incapacités dues à l'AVC

Les conséquences neurologiques sont nombreuses et à l'origine de déficits fonctionnels divers, réversibles ou permanents. Elles sont directement liées à l'importance de l'ischémie ou de l'hémorragie et aux territoires endommagés. On retrouve une grande variabilité de tableaux cliniques avec des déficiences motrices (hémiplégie, monoplégie, hémiparésie, troubles de la déglutition...), des déficiences sensorielles (gnosies, hémianesthésie, hémignégligence...), des déficiences cognitives (aphasies, apraxie, agnosie, déficit des fonctions exécutives, négligence...).

L'hémiplégie est la « perte plus ou moins complète de la motricité volontaire dans une moitié du corps ». Elle résulte d'une interruption du faisceau pyramidal sur un

point de son trajet. Le faisceau pyramidal est la section initiale de la voie motrice. Il part des cellules corticales motrices pour aller jusqu'aux noyaux des nerfs moteurs, à destination du tronc et des membres. Une lésion de ce faisceau entraîne une hémiplégie controlatérale ou, rarement, homolatérale à la lésion si celle-ci se situe en aval de la décussation du faisceau pyramidal.

Il est souvent retrouvé un déficit moteur, une exagération du tonus (spasticité pyramidale), des syncinésies. Cette atteinte motrice est souvent combinée à des troubles sensitifs, gnosiques, apraxiques, des fonctions supérieures, psychiques...

L'hémi-parésie est une paralysie incomplète, un déficit partiel de la sensibilité, de la fonction motrice ainsi que des capacités de mouvement. Cette paralysie légère peut toucher différents segments corporels.

Les déficiences engendrées sont à l'origine d'incapacités importantes pouvant concerner la préhension, l'équilibre, la marche, la continence sphinctérienne, la cognition, la communication...

La « Classification Internationale du Fonctionnement, du handicap et de la santé » (CIF) de l'OMS fournit un cadre pour la description des informations concernant le fonctionnement des individus et du handicap.

1.1) Récupération après AVC

La rééducation du patient après AVC est primordiale et constitue une étape essentielle du traitement. Tout patient devrait pouvoir en bénéficier, selon les déficits qu'il présente. L'objectif est de recouvrer au mieux les déficits liés à la lésion cérébrale et de retrouver une autonomie pour la vie quotidienne se rapprochant le plus possible du niveau antérieur. Le programme de rééducation/réadaptation est centré sur le patient, il est à la fois global et personnalisé, et fait suite à une évaluation rigoureuse des déficits et incapacités du patient, de sa personnalité, de ses capacités physiques et intellectuelles, de son environnement et prend en compte ses objectifs de vie. Une équipe pluridisciplinaire s'articule autour du patient et de son projet.

La récupération fonctionnelle du patient hémiplégique est notamment dépendante du stade post-AVC où il se trouve. L'HAS décrit trois grandes phases de prise en charge : la phase aiguë de J1 à J15, la phase sub-aiguë entre le 15^{ème} jour et 6 mois post-AVC et la phase chronique à partir du 6^{ème} mois (12).

La prise en charge en phase aiguë : l'objectif principal est de rétablir rapidement une perfusion du territoire cérébral en souffrance afin de préserver le maximum de neurones et de synapses (une thrombolyse chimique dans les quatre heures suivant l'AVC, couplé ou non à une thrombectomie mécanique, a permis d'offrir des progrès importants ces dernières années). A ce stade, la prise en charge est surtout médicale : conservation des fonctions hémodynamiques, cardiaques, respiratoires, glycémiques, traitement des complications neurologiques et globales.... Cela a pour but de réduire la morbi-mortalité liée aux AVC (13). A ce stade, pour le kinésithérapeute, les objectifs de la rééducation concernent prioritairement la prévention des complications pouvant aggraver le pronostic fonctionnel, notamment les complications liées au décubitus. (14) Vient ensuite selon les capacités du patient le début de la rééducation motrice proprement dite.

La prise en charge en phase sub-aiguë concerne la période des 15 jours jusqu'aux 6 premiers mois. Pour les kinésithérapeutes, l'objectif de prévenir la survenue de complications qui aggraveraient le pronostic fonctionnel ou vital demeure. Le second grand objectif est de stimuler les processus de plasticité cérébrale, afin de préserver ou restaurer les fonctions altérées sans se diriger immédiatement vers des stratégies de recours.

La prise en charge en phase chronique correspond à la période **qui débute au 6^{ème} mois**.

Les trois grands modes de récupération fonctionnelle sont la **restitution, la substitution et la compensation** (14). La restitution du tissu neuronal correspond à une levée de la zone de « pénombre ischémique » dans les jours suivants l'AVC. Elle correspond notamment à la résorption de l'œdème et à la levée du diaschisis. Elle est spontanée et ne dépend pas de la rééducation. La rééducation a en revanche un grand impact sur la substitution, qui consiste à avoir de nouvelles stratégies de contrôle du SNC pour exécuter une tâche. C'est la plasticité cérébrale, par des mécanismes d'adaptation, de réorganisation corticale, de modification d'activités qui en est à l'origine. La plasticité cérébrale est la capacité du cerveau à se modifier de lui-même, modifier ses neurones et modeler ses connections synaptiques pour se renouveler (15). C'est une notion qui évolue en permanence grâce aux avancées dans le domaine neurologique. J. Didier a présenté le lien entre plasticité cérébrale et rééducation (15).

Le cerveau va en effet améliorer ses capacités selon les activités demandées, tel un muscle que l'on entraîne. Cela passe par un apprentissage, avec une rééducation orientée vers la tâche, de nombreuses répétitions, l'utilisation de feedback et des stratégies de motivation.

Enfin la compensation, intrinsèque ou extrinsèque, permet de palier les déficits restants, quand la récupération d'une fonction n'est pas satisfaisante. Le principe est de faire la tâche différemment, de modifier un comportement, d'avoir recours à des aides-techniques, des orthèses, d'adapter l'environnement... L'objectif est de rendre le patient le plus autonome possible, quelles que soient les séquelles. Substitution et compensation se complètent en réalité, les premiers mois post-AVC étant plus centrés sur la récupération, puis sur la réadaptation. Toutefois ces options peuvent entrer en conflit. Le choix dépend du bilan réalisé par l'équipe pluridisciplinaire qui gravite autour du patient.

Après un AVC, la rééducation a pour but de limiter les impacts physiques et neuropsychologiques de la lésion cérébrale sur la vie du patient, de retrouver une certaine autonomie et de permettre la réadaptation à la vie sociale, familiale, professionnelle.

Dans cette optique, retrouver une marche sécuritaire et efficace est un des grands objectifs de rééducation (16). Il est donc important d'analyser la marche, de l'évaluer et de chercher à améliorer les performances (en autonomie, sécurité, efficacité, vitesse, harmonie...).

2 Marche et hémiplégie

2.1 Marche physiologique du sujet en bonne santé

2.1.1 Définition générale de la marche

Dans ce travail la **marche normale** correspond à la marche de personnes ne souffrant d'aucune pathologie affectant la marche, contrairement à la **marche pathologique** qui renvoie à la marche de personnes souffrant de pathologies affectant la marche. La marche hémiplégique est la marche autonome de patients atteints d'hémiplégie. Des aides techniques peuvent être ajoutées.

Comme la marche pathologique est définie par rapport à la marche normale, nous développerons dans cette partie les caractéristiques de la marche du sujet sain. Evidemment il y a une grande variabilité dans les façons de marcher selon l'âge, le sexe, le contexte... Mais il est possible de déterminer un pattern de marche normale.

La marche bipède est le mode de locomotion naturel de l'Homme. C'est une suite de mouvements coordonnés des segments corporels. Elle est organisée par une activation musculaire cyclique, automatique et ordonnée, organisée au niveau médullaire et vérifiée par les centres supérieurs (17).

La marche est à la fois automatique et rythmique (mouvements involontaires : réflexes, mouvements automatiques, posture et équilibre en lien avec le contrôle spinal) et adaptative (mouvements volontaires en lien avec le contrôle supra-spinal).

C'est une tâche locomotrice complexe où le sujet effectue plusieurs tâches motrices : absorption de l'énergie lors de l'attaque du pas, support sur le membre inférieur en appui, translation du bassin, contrôle de la trajectoire du pied et ajustement du pied à la surface, propulsion et contrôle du déplacement vers l'avant (17) ...

Pour une analyse précise de cette activité, il faut des moyens sophistiqués. Le développement de nouvelles technologies a permis ces dernières décennies d'apporter des techniques précises d'analyse de la marche en pratique clinique, et donc de pouvoir précisément la décrire. L'analyse quantifiée de la marche (AQM) est une analyse tridimensionnelle du mouvement avec un enregistrement vidéo, cinématique, cinétique, électromyographique, grâce à l'utilisation de caméras numériques, d'un système électronique, de plateformes de forces et d'un système électromyographique.

2.1.2 Paramètres spatio-temporels

La marche est un enchaînement de mouvements cycliques répétitifs avec des déplacements dans les trois plans de l'espace. L'appui est purement podal et un pied au moins est en contact avec le sol à tout moment (17), ce qui exclut la marche quadrupède et la course (où il y a des phases sans appuis). La marche se fait selon un schéma automatique acquis dans l'enfance et ne demande pas de concentration ou d'efforts importants, bien que les mécanismes mis en jeu soient complexes. Elle implique notamment des systèmes d'équilibre et de déplacement dans des alternances de phases d'appuis bipodaux et unipodaux.

Pour la description des paramètres spatio-temporels de la marche étudiés dans cette revue, les travaux suivants sont exploités : Eric Viel et al. « La marche humaine, la course et le saut » (17) et J. Péliissier et V. Brun : « La marche humaine et sa pathologie » (18).

La période fondamentale est le **cycle de marche**. La description de ce cycle de marche est codifiée sur le plan international et définit la marche non-pathologique.

La durée d'un cycle de marche est l'intervalle de temps entre deux événements répétitifs de la marche. Par convention, il débute par le contact initial d'un pied et se termine par le contact suivant de ce même pied. Par convention également, les laboratoires définissent les phases du cycle par la trajectoire du membre droit. Le cycle est normalisé en pourcentages, pour pouvoir faire des comparaisons facilement et les différentes phases sont normalisées en pourcentage de la durée totale du cycle.

Les schémas illustrant le cycle de marche se trouvent en **Annexe I** et en **Annexe II**.

Le cycle se divise en deux grandes phases : la phase d'appui et la phase d'oscillation. Cependant les auteurs ne les définissent pas exactement de la même manière. Ici est décrite la proposition d'Eric Viel.

La phase d'appui (Stance time) : entre 0 et 60% du cycle de marche. Elle débute par l'attaque du talon (heel strike) et se finit quand le pied quitte le sol (foot of). Le membre inférieur est en contact avec le sol tout au long de cette phase.

Quatre sous-phases peuvent être décrites :

La phase de double appui 1 de réception: entre 0 et 10% le talon vient se poser sur le sol. L'attaque du pied se fait par le bord latéral du talon puis la plante se déroule : le membre va progressivement recevoir le poids du corps. Le pied controlatéral décolle du sol et va diriger et stabiliser le mouvement. La période de double-contact est un temps de stabilisation entre deux équilibres sur pied unique. Dans le plan frontal, le poids du corps bascule du côté du membre chargé. Les muscles fessiers stabilisent le bassin latéralement. Dans le plan sagittal, les releveurs du pied (notamment le tibial antérieur) se contractent afin de freiner le rabattement de l'avant-pied. Le soléaire vient freiner l'avancée de la jambe en avant et le quadriceps verrouille le genou en extension quasi complète.

L'appui unilatéral correspond à 40% du cycle de marche et peut se diviser en deux phases : une phase de milieu d'appui (mid stance) : entre 10 et 30% : du décollement du pied controlatéral jusqu'à ce qu'il passe à l'aplomb du membre d'appui puis une phase terminale de l'appui (terminal stance) : entre 30 et 50%, c'est la fin d'oscillation du membre controlatéral jusqu'au moment où il va poser le talon. Le triceps stabilise le genou en extension et participe activement à la stabilisation antéro-postérieure du genou. Dans le plan frontal, le bassin va s'incliner côté oscillant (soutenu par les muscles fessiers et TFL) et l'épaule du côté opposé.

La phase de double-appui 2 (pré-swing) : de 50 à 60%, c'est le moment du transfert du poids sur l'autre jambe. Le membre observé est en arrière et propulse le corps en avant. Cette phase se termine par le décollement des orteils (toe off).

La phase d'oscillation permet le passage du membre oscillant de l'arrière à l'avant de l'appui controlatéral. Elle représente une durée de 40% du cycle de marche (de 60 à 100%). Le membre se comporte comme un pendule pendant cette phase, les muscles étant quasiment inactifs. Mais des dysfonctionnements musculaires (comme la raideur ou le manque de coordination du à la spasticité) peuvent perturber cette phase. Elle se découpe en deux phases : l'initial swing avec une accélération du membre oscillant du décollement des orteils jusqu'au passage à l'aplomb du membre portant (le membre inférieur fait une triple flexion), puis une phase de décélération où le membre oscillant se prépare à poser le pied.

Un membre inférieur est donc en appui lors des deux tiers du cycle et en oscillation pour le tiers restant. La marche normale est symétrique donc la pose du pied controlatéral intervient à 50% du cycle.

La version de Pélissier et Brun décrit une phase d'appui comprenant les phases de double appui de réception et d'appui unilatéral et une phase d'oscillation comprenant le double appui d'élan et la phase oscillante proprement dite. Le contenu des quatre sous-phases est le même.

D'autres déterminants de la marche peuvent être définis :

Le pas débute par le contact initial d'un pied mais se termine par le contact de l'autre pied. Il y a donc deux pas dans un cycle.

La longueur de pas est la distance sur l'axe antéro-postérieur entre les deux talons lors du double-appui. Selon Bessou, cité par Pélissier, la valeur moyenne de la longueur de pas dans la population adulte saine est de 1,48 +/- 0,12 mètre.

La largeur du cycle : c'est la distance (sur l'axe perpendiculaire à un axe antéro-post) d'un point du pied et du point similaire sur l'autre pied.

La cadence est le nombre de pas par minute. Toujours selon Bessou la moyenne est de 67,4 +/- 4,2 pas par minute chez l'adulte sain.

La vitesse est la distance parcourue par unité de temps ou encore le produit de la longueur du pas par la cadence. En faisant varier ces deux facteurs, l'individu fait varier sa vitesse de marche en fonction du contexte, de l'environnement. D'après les résultats d'une méta-analyse menée en 2011, la vitesse moyenne de marche sans contrainte pour un adulte est de 1.3 m/s (19). C'est la vitesse naturelle ou vitesse de confort, où la dépense énergétique est minimale, où le centre de gravité subit des déplacements verticaux minimes. La vitesse de marche est un bon indicateur de la capacité à marcher.

Dans la littérature, les calculs de symétrie temporelle utilisent en général le Stance time, le Swing time, ou des rapports d'asymétrie entre les variables d'un membre, tandis que les calculs de symétrie spatiale utilisent préférentiellement la longueur de pas.

Chez la personne ayant eu un AVC, tous ces éléments cités peuvent être modifiés.

2.2 Marche de l'hémiplégique

2.2.1 Evaluation clinique de la marche chez le patient post-AVC

L'évaluation clinique débute par l'interrogatoire. Le sujet est interrogé sur la douleur, les chutes, la présence d'aides techniques, la marche sur terrain accidenté, les instabilités, la possibilité de marcher seul... Les examens médicaux réalisés, comme l'imagerie, permettent de vérifier si d'autres systèmes influençant l'équilibre statique ou dynamique sont atteints. L'histoire de la maladie et les antécédents médicaux et chirurgicaux doivent aussi être interrogés. Enfin le patient doit être replacé dans son contexte social (familial, professionnel, loisirs, mode de vie) pour que les conséquences d'une marche altérée soient comprises.

Si on suit le modèle de la Classification Internationale du Fonctionnement, du Handicap et de la Santé (CIF), la deuxième étape est d'établir un bilan des fonctions organiques et des structures anatomiques (les déficiences), suivi d'un bilan des activités et de la participation ainsi qu'un bilan des facteurs environnementaux (20). Au niveau des déficiences, l'examen clinique va s'attacher à chercher au niveau articulaire un équin de cheville, un récurvatum, une déformation orthopédique. Le tonus musculaire côté atteint va être examiné : souvent une hypotonie suivie d'une hypertonie (spasticité du triceps sural, du quadriceps, du tibial postérieur, des fléchisseurs des orteils). La motricité volontaire va être évaluée, tout comme les réflexes tendineux (où on va retrouver classiquement une abolition puis une exagération) puis le contrôle moteur, ainsi que la sensibilité superficielle et proprioceptive, et la douleur. Des échelles validées scientifiquement seront utilisées pour quantifier les données (par exemple l'échelle d'Ashworth modifiée pour l'évaluation de la spasticité (21)). La marche va être grandement perturbée par tous ces signes.

Le praticien peut ensuite s'intéresser au bilan d'activité de marche et à ses anomalies. Plusieurs échelles validées permettent l'évaluation quantitative de la marche et la capacité d'endurance du patient comme le test de 6 minutes de marche (6MWT), le test des 10 mètres de marche (10 MTW), le Time Up and Go (TUG), le Motor Assessment Scale (MAS) (22). L'évaluation qualitative peut être réalisée à l'œil nu en évaluant quelques éléments : niveau d'aide technique, appareillages nécessaires,

identification des défauts pendant les phases d'appui et oscillantes (esquive de l'appui, fauchage, diminution du pas postérieur, récurvatum de genou...).

Des boiteries découlent des déficits précédemment décrits car le patient met en place des stratégies de compensation comme le fauchage, le steppage, l'élévation du bassin... Le fauchage (17) correspond à la bascule homolatérale du bassin et au mouvement en arc de cercle du pied hémiplégique lors de la phase oscillante, dû surtout aux déficits moteurs du membre inférieur (difficulté à réaliser la triple flexion) et à la spasticité.

2.2.2 Evaluation instrumentale de la marche de l'hémiplégique

Après l'examen clinique, les dysfonctionnements affectant le cycle de marche précédemment décrit sont explorés. Les techniques modernes d'analyse du mouvement permettent de donner les paramètres temporeux-spatiaux, cinétiques et cinématiques et de comprendre les stratégies créées par le patient. L'Analyse quantifiée de la marche (AQM) en est le gold-standard. Ce matériel coûteux n'est toutefois pas accessible en pratique quotidienne. Ces techniques transmettent des données plus objectives et sensibles sur la marche de l'hémiplégique. D'autres techniques comme le locomètre de Bessou (23), l'enregistrement des pressions plantaires ou l'utilisation d'un chronomètre permettent de fournir certaines données spatio-temporelles plus simplement.

La spécificité de la marche hémiplégique a donc pu être mise en évidence par l'analyse du mouvement.

➤ **Paramètres spatio-temporels :**

Une modification des paramètres spatio-temporels de la marche est observée. La marche normale est quasi-symétrique entre le pas droit et le pas gauche. Au contraire, la marche hémiplégique asymétrique dans le temps et dans l'espace est caractéristique. Olney et Richards ont décrit trois différences majeures dans les proportions des phases d'appui et d'oscillation entre un individu sain et un individu ayant subi un AVC (24).

Premièrement, **la phase d'appui est de plus longue durée** et occupe une plus grande proportion du cycle de la marche, à la fois du côté du membre sain et côté membre atteint, chez le sujet hémiparétique.

Deuxièmement, la **phase d'appui est plus longue** en secondes et proportionnellement **sur le côté sain** que du côté atteint. Ce serait essentiellement par augmentation de la durée de l'appui monopodal (25). Peat et son équipe précisent que le membre côté sain a une phase d'appui de 80% et une phase pendulaire de 20%. La phase d'appui serait de 67% pour le membre atteint (26).

En lien avec les deux premières constatations, ces chercheurs ont mis en évidence qu'une grande **partie du cycle se déroule en phase de double appui** chez les hémiplegiques, surtout lors du transfert de l'appui du côté atteint vers le côté sain (phase 2 de double appui si le membre parétique est étudié). La phase de double-appui de propulsion du côté pathologique est plus longue que du côté non-pathologique. La longueur du pas est également réduite du côté hémiplegique (18).

Il apparaît donc que le patient hémiplegique présente une asymétrie d'appui des deux membres inférieurs au sol, avec évitement de l'appui du côté pathologique. Et également un ralentissement du passage de la jambe pathologique d'arrière en avant lors de la phase oscillante, pour assurer son équilibre ; et ce d'autant plus que le degré d'incapacité à la marche est élevé (25). L'étude de la marche hémiplegique grâce au « Locomètre » de Bessou met aussi en évidence une irrégularité d'un pas à l'autre avec un écart type augmenté pour chaque donnée (18). Plus l'écart type d'une donnée est faible, plus la marche est régulière. Toujours dans cette étude, la fin d'enregistrement au Locomètre montre une diminution de l'ensemble des paramètres de marche, ce qui témoigne d'une fatigabilité rapide de ces patients.

Après un AVC, certaines personnes présentent des longueurs de pas plus courtes côté parétique tandis que la longueur du pas parétique est allongée pour d'autres.

D'Angeli-Chevassut et al. mettent en évidence une modification du moment d'apparition des événements du pas (25). En effet, dans un cycle normal, le décollement du talon précède le contact initial du talon controlatéral : il survient à 92.38% du cycle. Dans leur étude, le décollement du talon du côté hémiplegique intervient après le contact initial du talon controlatéral : à 10.87% du cycle suivant. Du côté sain, le décollement du talon et le décollement des orteils sont aussi retardés. En fonction des déficits de l'hémiplegique, l'appui talonnier peut être absent.

➤ Vitesse de marche

La vitesse de marche peut être mesurée par des systèmes complexes mais également à l'aide d'un chronomètre sur une distance de 10 mètres. C'est une mesure fiable, sensible, reproductible chez un même patient et pertinente car bien corrélée à l'indépendance fonctionnelle (27). Une piste d'au moins 14 mètres permet de mesurer la vitesse de confort du patient sur 10m, après l'accélération initiale et avant la décélération finale. La piste doit être lisse et bien éclairée.

La vitesse de marche choisie par le patient est un indicateur des performances globales de la marche (28). **Cette vitesse est réduite chez les patients hémiparétiques** (29) (30) (24). Nous avons vu que la vitesse moyenne de confort chez un sujet sain tourne autour de 1.3 m/s. Après un AVC, elle est située entre 0,2 et 1,0 m/s. Olney et Richards décrivent chez les sujets hémiparétiques une marche « rapide » (0,63 m/s), une marche moyenne (0,41 m/s) et une marche lente (0,25 m/s) (24).

Pour Holden et son équipe (31), la fonction ambulatoire peut être conjecturée par des seuils de vitesse de marche. Leur revue de littérature identifie 60 cm/s (soit 0,60 m/s) comme vitesse minimale pour un « degré raisonnable d'indépendance fonctionnelle », c'est-à-dire pouvoir se déplacer sur toutes les surfaces et escaliers.

Lorsque la vitesse est diminuée, la cadence et la longueur du pas le sont également. Dans leur étude, d'Angéli-Chevassut et al. mesurent avec des capteurs barosensibles une cadence de 38.6 +/-14,28 pas/minute dans le groupe hémiparétique et 55 +/-3.18 pas/minute dans le groupe contrôle(25). Pour Nakamura et son équipe (32), quand la vitesse est inférieure à 0,33 m/s, elle est corrélée à la cadence et à la longueur du pas. Au-dessus de cette limite, l'augmentation de la vitesse des patients dépend de la longueur du pas. La diminution de la longueur du pas semble donc être le facteur limitant de la vitesse de marche chez les patients hémiparétiques. (Selon Hsu et al., le déficit de flexion de hanche et d'extension de genou en est le principal responsable (29).) Pour augmenter sa vitesse, l'hémiparétique augmente la cadence du pas plus que la longueur du pas. Cette baisse de vitesse dépend de l'âge du patient, de la sévérité et de l'ancienneté de la lésion, des déficiences du patient.

Il a été vu dans la section concernant la marche normale que celle-ci a tendance à être symétrique à la fois dans le temps (temps des phases de soutien, d'oscillation, de double-appui, de pas, de cycle) et dans l'espace (longueur de pas, de cycle, largeur du pas..). En revanche, les déficits unilatéraux survenant après un AVC peuvent entraîner une asymétrie de la démarche, souvent mise en évidence via l'analyse des paramètres spatio-temporels. Parfois, des paramètres cinétiques et cinématiques sont également utilisés.

Les principales caractéristiques des paramètres temporo-spatiaux de la marche hémiplegique sont donc : allongement de la durée moyenne du pas, diminution de la vitesse, de la cadence, avec une asymétrie du cycle. Du côté hémiplegique, le temps portant est plus court que sur le membre sain et les doubles appuis constituent la plus grande partie de ce temps. Le talon décolle tardivement et la vitesse d'oscillation est réduite. Du côté sain, le temps portant est plus long par augmentation du temps d'appui monopodal. Ces caractéristiques sont d'autant plus marquées que l'incapacité à la marche est élevée (évaluée par l'index de Barthel)(25).

➤ **Analyse cinématique**

L'analyse cinématique permet de détailler les observations de l'examen clinique. Dans le plan sagittal, Viel et al. exposent la synthèse de plusieurs études. Pendant la phase portante, ils constatent une extension insuffisante à la hanche, un manque de flexion au genou (voire un récurvatum) et un défaut de flexion plantaire. Lors de la phase oscillante, il est décrit une insuffisance de flexion de hanche et de genou, et un excès de flexion plantaire à l'attaque du pas (pied en équin, tombant).

2.3 Rééducation fonctionnelle de la marche post-AVC

2.3.1 Un objectif prioritaire

Une préoccupation majeure pour le patient hémiplegique est la reprise de la marche, indispensable dans l'acquisition de l'autonomie (2). Marcher de nouveau constitue un objectif commun favorisant la réinsertion sociale du patient, quels que soient son âge, son sexe, son milieu social.

La marche est un objectif prioritaire de rééducation. 80% des patients survivants post-AVC retrouvent la marche (33), mais les qualités et capacités de marche demeurent très variées, allant de la marche autonome à la marche avec une tierce personne. Trois mois après un AVC ayant entraîné des troubles de la marche, 20% des patients utilisent un fauteuil roulant et 70% ont une marche ralentie et altérée (34). Jørgensen et al. ont étudié le degré de récupération de la fonction de marche après un AVC dans une population de 804 patients (35). Ils précisent que 64% des patients marchent de façon totalement indépendante, 14% des patients ont besoin d'une aide technique pour la déambulation, et 22% restent incapables de déambuler après rééducation. Pour les marchants, il est possible d'améliorer les performances de marche et donc de mieux se débrouiller en situation fonctionnelle. En ce qui concerne les non-marchants, le but est de redonner une marche sur quelques pas à l'intérieur, avec une utilisation possible d'orthèses ou d'aides techniques.

2.3.2 Principes de rééducation énoncés par la Haute Autorité de Santé

Les techniques de rééducation de la marche sont très nombreuses, variées, et en constante évolution. Il ne s'agit pas ici de décrire les différents moyens de rééducation, mais plutôt de présenter les grands principes de rééducation énoncés par la Haute Autorité de Santé (HAS). L'HAS a édité en juin 2012 des recommandations de bonnes pratiques : « Accident vasculaire cérébral : méthodes de rééducation de la fonction motrice chez l'adulte » (36).

La rééducation de la fonction motrice requiert une **précocité** « *La rééducation fonctionnelle de la marche est recommandée dès que possible, et doit être poursuivie tout au long de l'évolution de l'AVC pour améliorer l'indépendance dans les déplacements* » (grade B), et **de l'intensité** « *À la phase chronique, le temps d'exercices a un impact favorable sur les performances de la marche* ». (grade B).

L'HAS note que l'état des connaissances actuelles ne permet pas de « *privilégier une technique de rééducation plus qu'une autre, ni de recommander un type particulier d'activité ou une durée précise d'entraînement* ». Il paraît en effet plus intéressant d'associer différentes techniques de rééducation motrice, sans se limiter à une approche exclusive, notamment dans la rééducation à la marche. En phases sub-aigüe et

chronique, la rééducation vers la tâche orientée pour la marche est recommandée (grade B). Il faut donc rééduquer la marche par la marche. Pour améliorer la marche, le Goniofeedback du genou et le myofeedback obtiennent un grade C.

L'objectif de la rééducation à la marche est de rendre possible la marche dans un premier temps, puis d'améliorer les performances en autonomie, non-douleur, stabilité, sûreté, efficacité, moindre coût énergétique et esthétique.

2.3.3 Facteurs influençant la reprise de la marche

Pélissier et al. (37) décrivent que les anomalies de la marche et l'asymétrie de l'hémiplégique découleraient surtout de troubles de l'équilibre et de la présence d'un pied varus équin, résultat du défaut de commande motrice du membre inférieur atteint et de la spasticité. Dans leur étude rétrospective portant sur l'examen de 94 dossiers de patients hémiplégiques vasculaires, Brun, Pélissier, Labauge et al. précisent les facteurs influençant la reprise de la marche chez ces patients (18). Ils identifient comme principaux obstacles l'âge avancé du sujet, la gravité de la lésion cérébrale, **une mauvaise qualité de la récupération motrice ainsi que du contrôle postural**, la présence d'une négligence motrice ou visuo-spatiale, ainsi que la persistance d'une incontinence.

Les derniers auteurs cités ne constatent pas d'influence de la latéralité de l'AVC sur la récupération de la marche à la sortie du centre de rééducation. L'existence d'une aphasie chez les hémiplégiques droits réduit l'autonomie de marche, qui pourrait découler des troubles de la compréhension.

S'il est établi que la mauvaise représentation du corps dans l'espace chez les hémiplégiques gauches participe à la perturbation de l'équilibre (10,38,39), la littérature est hétéroclite concernant l'impact du côté de l'AVC sur la récupération de la marche. Chez les hémiplégiques gauches, la plus grande fréquence de troubles de l'analyse visuo-spatiale peut entraîner un retard pour recouvrer l'équilibre en position assise. Mais n'affecte pas pour autant la récupération fonctionnelle selon Wade et al. (40). La négligence spatiale unilatérale présente chez certains hémiplégiques gauches serait un facteur pronostique péjoratif (41).

2.3.4 Conséquences de l'asymétrie à la marche

L'asymétrie à la marche, décrite précédemment, est caractéristique de la démarche des personnes ayant eu un accident vasculaire cérébral. Dans l'étude de Patterson et al. de 2008, une asymétrie temporelle significative à la marche a été constatée chez 55,5% d'un groupe d'individus en phase chronique post-AVC (42). L'asymétrie temporelle était, pour tous les patients, dans le sens d'une augmentation du temps de posture sur le membre non parétique.

Les conséquences négatives de cette asymétrie sont peu documentées mais plusieurs sources indirectes indiquent que cette démarche asymétrique peut engendrer des complications pour la personne ayant subi un AVC.

Premièrement, le **risque de chute est important après un AVC**. L'étude de Weerdesteyn et al. de 2008 souligne que la proportion de chutes chez les victimes d'AVC est plus élevée que dans la population générale âgée, et avec un plus fort risque de récurrence (43), et cela pour toute période post-AVC. Les chutes se produiraient surtout à la marche, signifiant que le contrôle de l'équilibre dynamique est un problème. Des conséquences physiques et psychologiques qui peuvent être lourdes touchent les patients chuteurs. Les corrélations entre les mesures d'équilibre et les rapports de symétrie temporelle amènent à penser qu'il y a un lien entre les difficultés liées à l'équilibre et la marche asymétrique (44). Réduire cette asymétrie à la marche pourrait donc réduire le risque de chute.

Ensuite, il est possible que le schéma de marche asymétrique augmente le coût métabolique de la marche post-AVC. Une étude montre que le coût métabolique de la marche chez de jeunes sujets AVC (moyenne d'âge de 40,7 ans) est plus élevé que chez de jeunes individus de même âge en bonne santé (45). La marche symétrique est en effet considérée comme le modèle le plus efficace.

De plus, un appui unipodal prolongé aggrave les afférences proprioceptives et peut nuire à la construction du schéma moteur (46).

D'autre part, des lésions musculo-squelettiques et la dégénérescence des articulations du membre non parétique peuvent également être liées à l'asymétrie de la

marche du patient post-AVC. En effet, le membre sain est sur-sollicité et des forces élevées y sont appliquées de façon répétitive. Dans la démarche post-AVC, il y a une corrélation positive entre l'asymétrie temporelle et l'augmentation des forces de réaction verticales du sol par le membre sain (47). Le parallèle avec la démarche asymétrique de l'amputé, où il est montré que l'augmentation de charge à travers le membre sain peut provoquer des douleurs articulaires, est possible. Norwell et ses collaborateurs constatent que les hommes amputés du membre inférieur risquent deux fois plus de développer des douleurs au genou du membre sain par rapport aux hommes non-amputés (48). Des explications données par les auteurs sont l'augmentation des forces de réaction sur le membre sain et la boiterie à la marche. Il est alors possible de penser que la démarche asymétrique de l'hémiplégique peut engendrer de telles douleurs.

Enfin, les effets cumulatifs de l'asymétrie à la marche peuvent mener à une baisse de l'activité de marche ainsi qu'à une limitation de la fonction et de la participation à long terme chez ces personnes.

Pour toutes ces raisons, il paraît donc important de chercher à réduire l'asymétrie à la marche chez le patient AVC.

3 Vibrations musculaires focales

3.1 Définition des vibrations mécaniques

Il y a deux moyens d'appliquer des vibrations mécaniques sur le corps : par vibration du corps entier (« Whole body vibration ») ou par vibration musculaire focale. Ce sont ces dernières qui vont nous intéresser tout au long de ce travail.

Le vibreur est composé d'une turbine qui crée des vibrations de type mécanique. L'appareil est en contact avec la peau du patient pour transmettre les vibrations de manière percutanée.

Les vibrations appliquées sur la structure musculaire ont de nombreux effets physiologiques, notamment sensoriels, moteurs et perceptifs.

3.2 Effets physiologiques

3.2.1 Effets sensoriels

Les mécanorécepteurs sont des récepteurs sensoriels permettant d'enregistrer les mouvements de nos articulations, de nos muscles. Ils répondent à des stimulations mécaniques. Les vibrations musculaires et tendineuses agissent sur ces mécanorécepteurs (récepteurs cutanés et récepteurs musculaires). Ils répondent tous à la stimulation vibratoire mais les effets sur les récepteurs musculaires semblent plus intéressants.

Parmi les récepteurs musculaires, on retrouve les fuseaux neuromusculaires (FNM) et les organes tendineux de Golgi (OTG). Les fuseaux neuromusculaires sont des récepteurs sensibles à l'étirement. Ils permettent la perception de la longueur du muscle (sa position) par les fibres à chaîne (FNM secondaire) ainsi que leur variation de longueur (son mouvement) par les fibres à sac (FNM primaire). Les fibres à chaîne du FNM sont les récepteurs statiques ou toniques. Ils donnent naissance à une fibre nerveuse : la fibre II. Les fibres à sac du FNM sont les récepteurs phasiques ou dynamiques. Ils donnent naissance à une fibre nerveuse : la fibre Ia.

Les afférences primaires (fibres Ia) des fuseaux neuromusculaires répondent fortement aux vibrations. Elles déchargent de façon synchrone à la vibration. Roll and Vedel (49) ont montré grâce à la microneurographie que la vibration

transversale à **70-80 Hertz** sollicite de manière optimale la décharge des fibres Ia. Selon Cooper (50), les terminaisons secondaires des fibres de type II seraient moins sensibles à la vibration du fait de la construction anatomique du FNM.

L'effet de la vibration musculaire sur les FNM est intéressant car ceux-ci ont une **action sur le contrôle moteur**, dont la **proprioception** qui comprend la kinesthésie (sens du mouvement) et la statesthésie (sens de la position). Ils sont aussi à l'origine du réflexe myotatique. Lors de la vibration, les fibres musculaires déchargent davantage, donc les **informations sensibles envoyées au SNC sont plus nombreuses**. Ces informations sont d'ordre proprioceptif, le SNC interprète cela comme s'il y avait un mouvement musculaire.

Les organes tendineux de Golgi sont situés dans le tendon du muscle et sont sensibles à la force exercée par le muscle. Les fibres nerveuses donnent naissance à la fibre Ib qui informe le système nerveux de la force développée. Les vibrations auraient moins d'impact sur les organes tendineux de Golgi selon une étude qui a observé les effets des vibrations longitudinales sur le muscle soléaire dé-afférenté du chat (51).

3.2.2 Effets moteurs

Les vibrations musculaires seraient à l'origine de trois effets moteurs.

D'une part, la vibration a **un effet inhibiteur sur les réflexes monosynaptiques**, notamment le réflexe myotatique. Cela serait dû à l'inhibition de l'influx afférent périphérique vers le motoneurone par deux procédés : l'inhibition pré-synaptique des afférences Ia et la dépression homosynaptique (par diminution des neurotransmetteurs aux terminaisons des fibres afférentes) (52) (53).

D'autre part, Eklund et Haghbarth (54) montrent que la vibration amène à une **contraction lente et réflexe du muscle vibré (ou synergique) : le réflexe tonique vibratoire (RTV)**. Ils décrivent que ce réflexe existe pour tout muscle squelettique vibré, à l'exception des muscles de la face et de la langue, et qu'il y a une variabilité inter-individuelle dans la force du réflexe développé. Le RTV est plus efficacement obtenu lors de la vibration du tendon musculaire, mais une grande amplitude de

vibration permet de l'obtenir par une vibration du corps musculaire. L'efficacité de la vibration dépend aussi de la longueur initiale des fibres musculaires puisqu'elle est plus importante quand le muscle est en position étirée. Mais Delwaide, dans une étude sur les sujets sains (55), montre que la **force développée par le RTV est plus faible que lors d'une contraction maximale volontaire** (le RTV recrute moins d'unités motrices). La contraction apparaît après plusieurs secondes de vibration et dépend de la fréquence vibratoire utilisée. Elle augmente pour atteindre un plateau après 20-40 secondes de vibration. Le temps d'atteinte de ce plateau et son maintien dépend de la fréquence de vibration (56). La contraction peut durer quelques secondes une fois l'arrêt de la vibration (55).

L'activation des fibres Ia serait à l'origine d'une augmentation de l'excitabilité du motoneurone alpha et provoquerait le RTV.

Comme le RTV apparaît au bout d'une vingtaine de secondes et que la vibration diminue l'excitabilité des réflexes monosynaptiques, la voie du RTV serait plus complexe que la voie monosynaptique. Pour Gillies (57) c'est une **voie polysynaptique** qui emprunte les faisceaux vestibulo-spinaux latéraux et réticulo-spinaux. Il y aurait un contrôle supra-spinal mais sous-cortical.

Il apparaît donc que la vibration induit une inhibition des réflexes monosynaptiques mais non corrélée à une diminution de l'excitabilité du motoneurone alpha, car celui-ci est stimulé par des voies polysynaptiques (vestibulospinale, réticulospinale, propriospinale).

Enfin, le troisième effet moteur des vibrations **est l'inhibition du RTV du muscle antagoniste** (58). Donc, quand un muscle est vibré, on observe le RTV dans celui-ci et les muscles synergiques, et une **relaxation du muscle antagoniste dans le même temps**.

Les trois grands effets moteurs de la vibration sont donc l'abolition du réflexe monosynaptique du muscle vibré, la contraction involontaire de ce muscle (RTV) et l'inhibition du muscle antagoniste au muscle vibré.

Ces trois effets moteurs des vibrations vont intéresser la rééducation du patient hémiparétique qui peut présenter une **hyperexcitabilité réflexe, une commande volontaire diminuée et des co-contractions**.

3.2.3 Effets perceptifs

Nous venons de voir que la vibration musculaire stimule préférentiellement les afférences primaires des fuseaux neuromusculaires, associées à la proprioception. Une fréquence de 80 Hertz permet de les activer de façon optimale selon Roll (49). Goodwin et al. (59) montrent la perception d'un mouvement illusoire lors de la vibration d'un muscle, quand le patient ne voit pas le membre stimulé.

Le système nerveux central interpréterait les afférences issues du muscle vibré comme un **étirement du muscle**, générant donc **l'illusion d'un mouvement**. La direction du mouvement est celle qui aurait étiré le muscle vibré. La vibration amène à l'illusion de mouvements segmentaires et posturaux (49,60–63). D'après Montant, et al. (60) la fréquence optimale pour évoquer des illusions de mouvement est autour de 80 Hertz.

De plus, ces sensations de mouvements illusoires sont associées à une réponse tonique excitatrice dans les muscles antagonistes de ceux qui vibrent (réponse vibratoire antagoniste ou AVR).

En effet Calvin-Figuière, Romaiguère, Gilhodes et Roll ont montré que la vibration du groupe des muscles fléchisseurs du poignet était à l'origine à la fois d'une illusion kinesthésique d'extension du poignet et d'une réponse motrice des muscles extenseurs du carpe radial (61). Les paramètres du mouvement illusoire évoqués par la vibration étaient corrélés à l'amplitude EMG de surface de l'extenseur radial, ainsi que la latence d'activation de l'unité motrice et la fréquence de décharge. Le fait que l'AVR ne soit observé que lorsqu'une illusion kinesthésique est mentionnée, ainsi que les ressemblances entre les AVR et les contractions volontaires, suggère que cette réponse motrice induite par la vibration peut résulter d'une transformation perceptuelle de l'information proprioceptive, plutôt que du réflexe rachidien (61). L'AVR pourrait être une réponse à une déstabilisation fictive, suite à l'illusion du mouvement.

Par exemple, Eklund (64) a effectué des vibrations sur les tendons d'Achille d'un sujet sain debout et yeux fermés : il a constaté une tendance à la chute en arrière. Il explique cela par un déplacement involontaire du centre de gravité de l'organisme, et non par des réflexes toniques. Si le sujet ouvre les yeux, cette réaction de chute est

éliminée. Ces phénomènes sont décrits quand le patient a les yeux fermés ou ne regarde pas le membre vibré. L'illusion du mouvement et l'AVR cessent d'exister dans le cas contraire (65).

Ces effets perceptifs décrits vont dans le sens d'une stimulation des afférences proprioceptives par la vibration et indiquent que la proprioception concourt à l'organisation de la posture et du mouvement (49).

De par ces effets physiologiques décrits, il semble donc primordial de vibrer des muscles riches en fibres Ia pour obtenir les meilleurs effets.

Les vibrations stimulent également les récepteurs sensitifs cutanés pour des fréquences assez basses (30-50 Hz), et la modulation de la fréquence permet d'atteindre les différents récepteurs. Ces afférences cutanées viennent amplifier l'illusion de mouvement.

La vibration augmente l'excitabilité corticospinale (66). Les aires prémotrices sensorimotrices et pariétales du côté contralatéral à la vibration sont stimulées par la perception de l'illusion du mouvement (61). Ces informations sensorielles sont traitées au niveau cortical et sous-cortical, dans les aires couramment liées au contrôle sensori-moteur.

3.3 Applications des vibrations musculaires en rééducation

Au cours des dernières décennies, de nombreuses études ont été menées pour comprendre les effets des stimulations vibratoires focales à différents niveaux du système nerveux central, ainsi que pour étudier les effets thérapeutiques des vibrations focales en neuroréhabilitation.

Pour la population post-AVC, les vibrations sont étudiées dans le cadre de la négligence spatiale notamment par Karnath (6-8), mais aussi pour tenter d'induire des mouvements en dehors de toute commande volontaire (67), pour améliorer la fonction motrice du membre supérieur (68,69), pour réduire la spasticité et améliorer l'efficacité du contrôle moteur (4,70)...

Plus récemment, leur rôle est étudié dans l'amélioration des troubles posturaux. En effet, les fibres afférentes des propriocepteurs musculaires transmettent une information sensorielle jouant un rôle dans le contrôle de la posture et de la démarche

chez l'Homme. La vibration pourrait donc être un outil thérapeutique additionnel très encourageant en réadaptation.

L'effet des vibrations sur la posture est relativement bien documenté pour des sujets en bonne santé. Wierzbicka, Roll et Gilhodes indiquent que les vibrations produisent chez tous les sujets une modification dynamique de la posture, surtout dans la direction antéro-postérieure (71). Ils soutiennent que l'afflux sensoriel provoqué par les vibrations a un effet secondaire sur le système moteur au niveau postural.

Courtine et al., dans une étude de 2007 ont appliqué des vibrations unilatérales sur divers muscles (tronc, membre supérieur, membre inférieur) lors de la position debout et lors de la marche **chez des sujets en bonne santé** (72). Concernant la position debout, la vibration des groupes musculaires tronc-cou et des membres inférieurs a engendré des déplacements significatifs médiolatéraux et/ou antéropostérieurs du centre de pression du pied, par rapport à l'absence de vibration. Les messages proprioceptifs venant de la chaîne musculaire contribuent donc à élaborer un schéma corporel utilisé pour l'équilibre de l'homme. Les vibrations induiraient une déformation de la représentation interne de ce schéma. La direction de l'inclinaison posturale induite par les vibrations est compatible avec une réponse compensatoire à l'allongement illusoire des muscles vibrés.

Concernant la marche, la vibration des muscles du tronc et du cou a provoqué une déviation de la marche vers le côté opposé au site de stimulation, c'est-à-dire une déviation gauche pour les vibrations appliquées côté droit, par exemple. Les vibrations des membres supérieurs et inférieurs n'ont eu que très peu d'effets sur la trajectoire.

Par absence de corrélation entre les effets des vibrations à la marche et en statique, les auteurs excluent la possibilité que les changements posturaux liés à la vibration expliquent les déviations pendant la marche. Selon eux, ces effets hétérogènes de la vibration du tronc et des membres inférieurs signifient que l'entrée musculaire est traitée en fonction de la tâche accomplie et en fonction du segment corporel où naît l'afflux sensoriel (72).

Il paraît donc important de cibler certains muscles et des tâches précises.

Au cours de ces recherches, il est apparu qu'il y a peu de d'études publiées ayant appliqué les vibrations comme outil thérapeutique chez les patients post-AVC, par contraste avec le nombre important d'informations sur les effets physiologiques de ces vibrations.

4 ANALYSE DE LA LITTERATURE

4.1 Problématique

Nous avons vu que la marche du patient est impactée à la suite d'un AVC. Ses principales caractéristiques sont une asymétrie temporelle et spatiale avec notamment un temps d'appui privilégiant le membre sain, une augmentation du temps de double-appui et de la phase oscillante du membre atteint (18,24–26,42). La cadence et la vitesse de marche sont également diminuées (24,25,29,30). Ces perturbations de la marche entraîneraient notamment un risque de chute important (43), une augmentation des forces de réactions au sol (47) pouvant entraîner des lésions musculo-squelettiques du membre sain, un coût métabolique élevé (45) et surtout une baisse de l'activité de marche et donc une limitation de la participation à long terme. La marche est par conséquent un objectif de récupération prioritaire pour le patient en kinésithérapie (2).

Via le cadre théorique de ce travail, nous avons pu constater que les vibrations musculaires focales, par leurs effets sensoriels, moteurs et perceptifs, influencent le contrôle postural. Elles peuvent notamment stimuler le système proprioceptif afin d'améliorer le contrôle moteur durant la marche. Toutefois, ses mécanismes d'action ne sont pas encore bien compris.

De ce fait, nous pouvons nous demander si les vibrations musculaires focales pourraient être un outil rééducatif complémentaire. Permettent-elles de réduire l'asymétrie à la marche ? Est-ce que les paramètres spatio-temporels et les caractéristiques générales de la marche comme la vitesse pourraient être améliorées chez l'hémiplégique grâce à l'application de vibrations ? Est-ce que la marche du patient post-AVC peut devenir plus autonome, stable, efficace à l'aide de vibrations musculaires ? Il semble par conséquent utile pour l'intérêt clinique de faire le point sur l'efficacité de l'application des vibrations mécaniques dans la rééducation à la marche après accident vasculaire cérébral.

Problématique : Quel intérêt présente l'application de vibrations musculaires focales pour la rééducation à la marche du patient post-AVC ?

Des hypothèses peuvent être élaborées concernant l'effet des vibrations musculaires sur l'asymétrie de la marche hémiparétique (critère de jugement principal, voir ci-dessous) :

- Hypothèse 1 : l'application de vibrations musculaires focales permet d'augmenter la symétrie d'appui à la marche de l'hémiparétique.
- Hypothèse 2 : l'application de vibrations musculaires focales ne provoque pas de changement sur l'asymétrie d'appui de la marche hémiparétique.
- Hypothèse 3 : l'application de vibrations musculaires focales augmente l'asymétrie de la marche hémiparétique.

Le but de cette recherche est de réaliser un état des lieux des différents sites de stimulations musculaires et leur efficacité sur la marche.

Pour ce faire, nous allons réaliser une revue de littérature scientifique sur le sujet. La méthode PICO (Population, Intervention, Comparaison, Outcome) est appliquée pour définir les critères d'éligibilité.

4.2 Critères d'inclusion et d'exclusion

Critères d'inclusion	Critères d'exclusion
<p>Population :</p> <ul style="list-style-type: none"> - patients (plus de 18 ans) avec un diagnostic d'AVC <p>Intervention :</p> <ul style="list-style-type: none"> - vibration musculaire focale appliquée à la marche, tout site musculaire - la localisation musculaire, la fréquence, l'amplitude et la durée de vibration seront prises en compte <p>Comparaison :</p> <ul style="list-style-type: none"> - +/- présence d'un groupe contrôle 	<p>Population :</p> <ul style="list-style-type: none"> - sujets sains - patients non marcheurs <p>Intervention :</p> <ul style="list-style-type: none"> - évaluation statique - protocole utilisant la Whole body vibration

Tableau 1: Critères d'inclusion et d'exclusion pour la sélection des études

4.3 Critères de jugement

J'ai choisi d'utiliser pour ce travail un ratio de symétrie temporelle à la marche comme critère de jugement principal : le Stance symmetry ratio. Il n'existe pas de norme généralement acceptée pour évaluer la symétrie, mais on trouve souvent dans la littérature un rapport de symétrie. La méthode du ratio a l'avantage d'être facilement interprétable. Le Stance time du côté parétique, le Step time du côté parétique et la vitesse de marche sont les critères de jugement secondaires retenus. Tous ces critères sont susceptibles d'être améliorés par une intervention de vibration musculaire focale. De nombreux critères spatio-temporels de la marche auraient pu être retenus pour caractériser l'asymétrie à la marche de la personne après AVC, mais ceux-ci me semblaient les plus pertinents.

Le Stance symmetry ratio correspond au temps d'appui (Stance time) du membre sain sur le temps d'appui du membre hémiparétique. Il évalue la symétrie temporelle des phases d'appui entre les deux membres inférieurs. Les valeurs de ce rapport qui se rapprochent de 1 indiquent une augmentation de la symétrie des phases d'appui à la marche, et les valeurs qui s'en éloignent indiquent une symétrie diminuée. Si ce rapport est supérieur à 1, le temps d'appui (stance time) côté sain est supérieur à celui du côté affecté. Si ce rapport est inférieur à 1, le temps d'appui côté sain est inférieur à celui du côté affecté. Dans son étude, Patterson décrit une plage normative pour la symétrie temporelle du sujet sain de 0,9 à 1,1 (42). Ce ratio reflète le travail de rééducation vers un transfert égal du poids sur les deux membres inférieurs à la marche. Il est modifié chez le sujet hémiparétique, comme décrit précédemment. Il présente l'avantage d'être facilement interprétable et permet des comparaisons.

Les critères de jugement secondaires choisis sont **le Stance time du côté parétique** (qui peut être exprimé en secondes ou en pourcentage du cycle de marche), le **Step time du côté parétique** (exprimé en secondes ou en pourcentage du cycle de marche) et la **vitesse de marche** (exprimée généralement en mètre par seconde).

La capacité à maintenir le Stance time est un facteur important d'une marche stable et le stance time côté hémiparétique est corrélée avec le degré d'implication motrice (73). Les deux premiers critères cités sont affectés par la démarche asymétrique de l'hémiparétique, comme décrit dans les sections précédentes. Leur mesure au cours

de la rééducation peut être un bon indice de l'évolution de la symétrie temporelle à la marche.

La **vitesse de marche** est un bon indicateur de la capacité à marcher et est souvent citée comme moyen de prédire la fonction ambulatoire (31). Elle reflète les performances de la marche. Dans la vie quotidienne, une vitesse de marche lente peut être handicapante pour traverser un passage piéton dans le temps imparti par le feu par exemple. C'est pourquoi il m'a semblé important d'inclure la vitesse de marche comme critère de jugement dans cette recherche.

4.4 Stratégie de recherche

Critères d'inclusion	Critères d'exclusion
<ul style="list-style-type: none">- Etudes en français ou anglais- Publiées jusque novembre 2018	<ul style="list-style-type: none">- Langue : autre que le français ou l'anglais- Revues de littérature et méta-analyse

Tableau 2: Critères d'inclusion et d'exclusion pour la sélection des études

Pour ce travail, il n'y a pas de limites d'inclusion quant à la qualité des études pour ne pas trop réduire le champ de recherche. Cette approche inclusive est recommandée par le Joanna Briggs Institute dans le cadre de sujets pour lesquels on ne s'attend pas à trouver une très grande quantité d'informations (74).

Pour réaliser cette recherche, les bases de données PubMed, Cochrane, PEDro et Scopus ont été interrogées. Compte tenu du sujet de cette recherche, seules des bases de données du champ biomédical ont été utilisées.

Cette recherche a été réalisée en novembre 2018.

➤ **Mots clefs**

Pour l'élaboration de cette revue, j'ai utilisé les traductions anglaises des principaux termes de ma recherche et retrouvé leurs appellations dans la littérature. Premièrement, « vibration musculaire » donne par exemple « muscle vibration », « vibratory stimulation », « focal muscle vibration », « segmental muscle vibration », « local vibration ». Deuxièmement, « la marche » peut être retrouvée sous les termes suivants :

« gait », « gait disorders », « gait ability », « walk * », « march* », « step* ». Troisièmement, le terme « AVC » est retrouvé dans la littérature sous les termes suivants : « stroke », « poststroke », « paresis* », « paretic », « hemipleg* », « hemipar* », « cerebrovascular accidents », « CVA ».

➤ **Equation de recherche**

Des descripteurs Mesh ont été utilisés sur les bases de données les utilisant. Les opérateurs booléens AND, OR et NOT ont été utilisés pour construire les équations de recherche. Si les descripteurs n'étaient pas présents sur une base de données, j'ai utilisé les mots du titre – mots clés-résumé. Un exemple d'équation de recherche est donné ci-dessous.

Les équations de recherche complètes sur les différentes bases de données ainsi que les résultats sont représentés en **Annexe III**.

➤ **Exemple de stratégie de recherche : Cochrane**

#1 (((("muscle vibration"[Text Word] OR "vibratory stimulation"[Text Word] OR "focal muscle vibration"[Text Word] OR "segmental muscle vibration"[Text Word] OR "local vibration"[Text Word]))) OR vibration[MeSH Terms] OR muscle [MeSH Terms]

#2 (Gait[MeSH Terms] OR Gait Disorders, Neurologic[MeSH Terms]) OR ("gait"[Text Word] OR "gait parameters"[Text Word] OR "gait ability"[Text Word] OR "walk*"[Text Word] OR "walking ability"[Text Word] OR "stride"[Text Word] OR "march*"[Text Word] OR "tread"[Text Word] OR "step*"[Text Word])

#3 (((("stroke"[Text Word] OR "poststroke"[Text Word] OR "post-stroke"[Text Word] OR "paresis"[Text Word] OR "paretic"[Text Word] OR "hemipleg*"[Text Word] OR "hemipar*"[Text Word] OR "CVA"[Text Word] OR "cerebrovascular accidents"[Text Word]))) OR stroke[MeSH Terms] OR Hemiplegia[MeSH Terms] OR stroke (Text Word)

#4 #1 AND #2 AND #3

#5 meta-analysis OR review* Or animal* OR child*

#6 #4 NOT #5

4.5 Processus de sélection des articles

Une première sélection par lecture des titres et résumés est réalisée, selon leur correspondance avec les critères d'inclusion précédemment définis. La sélection est opérée par deux lecteurs indépendants (MO et KJ). Les articles non pertinents sont éliminés. Un temps de discussion est prévu pour comparer et ajuster les résultats de ce premier filtre.

Puis lecture intégrale des articles gardés par un opérateur (MO). Intégration finale des articles qui respectent les critères d'inclusion/exclusions définis.

Un diagramme de flux est établi pour résumer les étapes de sélection et notifier les raisons d'exclusion des articles.

4.6 Extraction des résultats

Pour chaque étude incluse, les informations sont extraites selon les critères suivants :

- 1- Caractéristiques de l'étude : auteurs, année, type de conception, lieu de publication
- 2- Caractéristiques des participants des essais : nombre de personnes incluses et population incluse, âge, sexe, durée post-AVC, latéralité, nature de l'AVC.
- 3- Type d'intervention : muscle vibré, durée, fréquence, amplitude
- 4- Critères de jugements utilisés, matériel d'évaluation utilisé, durée de mesure
- 5- Principaux résultats

Les résultats seront présentés en pourcentage de différence entre les valeurs pré-test et post-test.

Les résultats sont synthétisés dans des tableaux récapitulatifs exposés en **Annexe VIII, IX, X.**

4.7 Evaluation de la qualité méthodologique

Afin d'évaluer le risque de biais divers, l'évaluation de la qualité méthodologique des études incluses est réalisée à l'aide de la grille « Checklist for Quasi-Experimental Studies » du Joanna Briggs Institute (75).

La note maximale pour un article est de 9 points, avec la notation de 1 point pour « yes », 0 point pour « unclear », 0 point pour « no », et 0 point pour « not applicable ».

Compte tenu du manque de documentation concernant la façon d'évaluer les réponses obtenues, le choix est fait de reproduire le système utilisé par Jiménez et al. dans une revue systématique de 2018 (76). Une étude est donc considérée de haute qualité si plus de 80% des réponses sont « oui » dans la grille, de qualité moyenne si le « oui » représente 50% à 79% des réponses et enfin de faible qualité si le « oui » représente moins de 50% des réponses.

La grille « Checklist for Quasi-Experimental Studies » du Joanna Briggs Institute est présentée en **Annexe IV**. La notation des articles est détaillée en **Annexe V**.

5 Résultats

5.1 Diagramme de flux

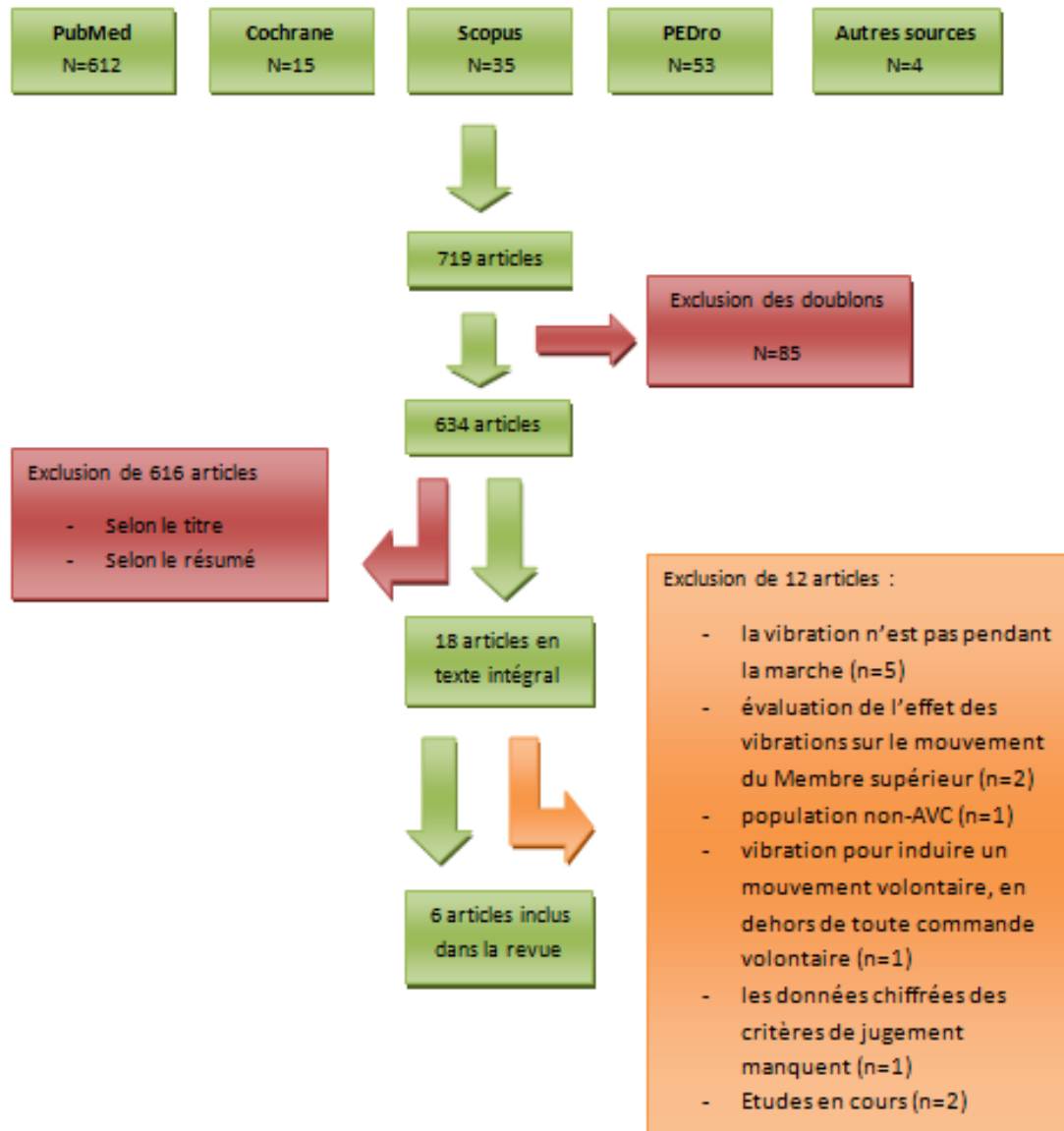


Figure : Processus de sélection des articles

Les 6 études sélectionnées pour cette revue sont :

- Jae Myoung Park, Hee Sung Lim, Chang Ho Song. **The effect of external cues with vibratory stimulation on spatiotemporal gait parameters in chronic stroke patients.** Journal of Physical Therapy Science. 2015 Feb;27(2):377-81. (77)

- Kawahira K, Higashihara K, Matsumoto S, Shimodozono M, Etoh S, Tanaka N, et al. **New functional vibratory stimulation device for extremities in patients with stroke.** International Journal of Rehabilitation Research. 2004;27(4):335-7. (78)
- Afzal MR, Oh M-K, Lee C-H, Park YS, Yoon J. **A Portable Gait Asymmetry Rehabilitation System for Individuals with Stroke Using a Vibrotactile Feedback.** BioMed Research International. 2015;2015:375638. (79)
- Afzal MR, Pyo S, Oh M-K, Park YS, Yoon J. **Evaluating the effects of delivering integrated kinesthetic and tactile cues to individuals with unilateral hemiparetic stroke during overground walking.** Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation. déc 2018;15. (80)
- Lin S-I, Hsu L-J, Wang H-C. **Effects of ankle proprioceptive interference on locomotion after stroke.** Archives of Physical Medicine and Rehabilitation. juin 2012;93(6):1027-33. (81)
- Mullie Y, Duclos C. **Role of proprioceptive information to control balance during gait in healthy and hemiparetic individuals.** Gait Posture. sept 2014;40(4):610-5. (82)

5.2 Analyse des données

- Etude de Park et al. de 2015 :

Objectif:	Examiner l'effet des signaux externes par stimulation vibratoire sur les paramètres spatio-temporels de la marche chez les patients AVC chroniques
Population:	30 patients AVC en phase chronique Age moyen : 58 ans 11 hémiplégié droite et 19 hémiplégié gauche
Intervention:	Muscle vibré: tibial antérieur côté parétique Fréquence : pas de données Vibrations continues à la marche Pas de groupe contrôle Système de mesure : GAITRite

Critères de jugement :	Temporal symmetry ratio Step time (affected and less affected side) Single support (% cycle de marche) Double limb support Vitesse de marche
-------------------------------	--

- Etude de Kawahira et al. de 2004 :

Objectifs :	Examiner si une stimulation vibratoire fonctionnelle des membres inférieurs hémiplésiques améliore la vitesse de la marche.
Population :	13 patients AVC en phase chronique Age moyen : 58.2 ans 9 hémiplésies droite et 4 hémiplésies gauche
Intervention :	Muscle vibré : tibial antérieur et moyen fessier côté parétique Fréquence : 83 Hz Vibrations continues pendant la marche Pas de groupe contrôle
Critères de jugement :	Vitesse de marche (avec un chronomètre, distance de 10m sur 14m)

- Etude de Lee, Afzal et al. de 2015

Objectifs :	Proposer un dispositif de rééducation portable pouvant servir d'outil de diagnostic des anomalies de la marche chez les patients AVC et capable de fournir un retour de vibration pour aider à compenser la démarche asymétrique.
Population :	4 patients AVC Pas de données sur la phase de récupération Age moyen : 64.75 ans 2 hémiplésies droite et 2 hémiplésies gauche
Intervention :	Muscle vibré : tibial antérieur et triceps sural côté parétique Fréquence : 200 Hz Pas de groupe contrôle

Expérience A : Programme MCV : vibration commence à l'attaque du talon et reste pendant un temps égal au temps d'appui normal du côté sain

Expérience B :

Programme CV : vibration d'intensité constante fournie pendant la phase pendulaire (indépendant de la jambe saine)

Critères de A et B :

jugement : **Stance time** (paretic side and non paretic side)

Temporal symmetry ratio = stance time on non paretic side/stance time on paretic side

Vitesse de marche

La configuration de l'appareil de feedback utilisé dans cette étude est détaillée en **annexe VI**. Des semelles avec des résistances sensibles à la force sont utilisées pour détecter le contact avec le sol et estimer le temps de maintien. Une ceinture de vibrateurs est appliquée autour de la jambe parétique. Un contrôleur fournit un retour de vibration différent en fonction de la mesure de la phase de marche. Il est demandé au patient d'améliorer la symétrie temporelle en temps de posture sur les deux membres inférieurs (rapport de symétrie cible = 1,0) en interprétant le retour vibratoire.

Les auteurs précisent que les vibrotacteurs utilisés dans ce système ont un temps de latence de 40 ms et un temps de montée de 87 ms, a priori inconscients pour les participants donc peut être sans effets. La mise à jour du biofeedback du système est basée sur les informations du cycle de marche précédent donc les changements de vitesse pendant la marche du sujet ne sont pas pris en compte.

- Etude de Pyo, Afzal et al. de 2018

Objectifs : **Evaluer les effets des signaux haptiques (kinesthésique vs intégré) sur les caractéristiques de l'équilibre, de la symétrie de la marche et de l'activité musculaire des membres inférieurs.**

Population : 10 patients AVC en phase sub-aigue
Age moyen : 57,7 ans
7 hémiplésies droite et 3 hémiplégié gauche

Intervention :	Muscle vibré : tibial antérieur et triceps sural côté parétique Fréquence : 200 Hz Vibrations pendant la phase de swing du membre parétique Pas de groupe contrôle Système avec semelles intérieures et système informatisé de feedback
Critères de jugement :	Stance symmetry ratio Vitesse de marche

Dans cette étude les auteurs souhaitent mettre en évidence que l'application de signaux externes (kinesthésiques et tactiles) améliore les performances de la marche chez les patients victimes d'un AVC chronique. Leur système de signaux intégrés est composé de deux parties : un dispositif de rétroaction vibrotactile (VFD) et une canne instrumentée (HCD) fournissant des signaux kinesthésiques. Une illustration du système est présentée en **Annexe VII**.

- Etude de Lin et al. de 2012

Objectifs :	Examiner les effets de l'interférence proprioceptive induite par les vibrations de la cheville sur la locomotion des patients ayant subi un AVC avec un sens de positionnement de la cheville intact et altéré.
Population :	1) 16 patients AVC en phase chronique, sens de positionnement de la cheville intact Age moyen : 59,6 ans 8 hémiplésies droite et 8 hémiplégié gauche 2) 19 patients AVC en phase chronique, sens de positionnement de la cheville altéré Age moyen : 61,1 ans 5 hémiplésies droites et 14 hémiplésies gauches
Intervention :	Exp A des populations 1) et 2) : Muscle vibré : tendon du triceps sural côté parétique Exp B des populations 1) et 2) : Muscle vibré : tendon du triceps sural côté sain

A et B :	
Fréquence : 80 Hz	
Vibrations continues pendant la marche	
Pas de groupe contrôle	
Système de mesure : GAITRite	
Critères de jugement :	Vitesse de marche (en % height/s) Step time

Dans cette étude les auteurs émettent l'hypothèse que l'interférence proprioceptive de la cheville affecte de manière significative le schéma de locomotion. Les vibrations sont donc vues comme des déstabilisations pour mettre en évidence le poids de la proprioception sur la marche du patient hémiparésique. Le but est de mieux comprendre l'intégration sensorielle centrale du contrôle de la locomotion après un AVC.

Cet article est exploitable pour cette revue puisque les caractéristiques de marche avec et sans vibrations sont évaluées, sur deux populations différentes (patients avec sens de positionnement de la cheville intact et patients avec sens de positionnement de la cheville altéré). Pour chaque population il y a deux expériences : vibration à la marche du triceps sural du membre parétique et du membre non parétique.

- Etude de Mullie et Duclos de 2014

Objectifs :	Déterminer comment l'hémiparésie due à un AVC affecte l'utilisation d'informations proprioceptives dans le contrôle de l'équilibre postural et dynamique pendant la démarche
Population :	9 patients AVC Phase de récupération : NA Age moyen : 47,8 ans Latéralité de l'hémiparésie : NA
Intervention :	4 expériences avec la même population: A- Vibration du tendon du triceps sural parétique, vibrations en continu B- Vibration du tendon du triceps sural parétique, vibrations seulement pendant le stance phase

<p>C- Vibration des muscles bilatéraux du cou, vibrations en continu</p> <p>D- Vibration des muscles bilatéraux du cou, vibrations pendant le stance phase</p> <p>Pour les 4 expériences :</p> <p>Fréquence : 80 Hz</p> <p>Pas de groupe contrôle</p> <p>Système de mesure : tapis roulant instrumenté</p>
<p>Critères de jugement : Step time (côté parétique et non parétique)</p>

Dans cette étude des vibrations sont également appliquées dans un rôle déstabilisateur. Les résultats sur l'équilibre dynamique et les paramètres de marche sont comparés entre une population saine et une population de patients AVC. La finalité de l'étude est d'objectiver le poids des informations proprioceptives dans le contrôle de l'équilibre pendant la marche après un AVC. Ils constatent que l'absence d'effet de la vibration chez les patients AVC va dans le sens d'une réorganisation du processus d'intégration sensorielles après AVC, avec une utilisation accrue de la vision par rapport aux entrées proprioceptives.

Nous pouvons recueillir les données de démarche dans le groupe des neuf patients AVC, avec et sans vibrations.

5.3 Qualité méthodologique

L'ensemble des études sélectionnées obtient une note de 37/54 sur la grille « Checklist for Quasi-Experimental Studies » du Joanna Briggs Institute (75). La moyenne est de 6,2 points. Elles correspondent donc à des études de qualité moyenne selon la méthodologie décrite auparavant.

Études :	Score :
Park et al.	6
Kawahira et al.	5
Lee, Afzal et al.	6
Pyo, Afzal et al.	6
Lin et al.	7
Mullie et Duclos	7

Les scores des études sont reportés entre parenthèse dans les résultats suivants.

Le tableau détaillant les scores de chaque étude est en **Annexe V**.

5.4 Caractéristiques de la population étudiée

L'analyse des données extraites de ces six études permet d'accéder à une population totale de 101 patients ayant eu un accident vasculaire cérébral, parmi lesquels 62 hommes et 30 femmes (Mullie et Duclos n'indiquent pas le sexe de leurs 9 patients). Il y a 42 hémiparétiques droits et 50 hémiparétiques gauches, la latéralité de l'AVC n'étant pas renseignée pour 9 patients. La moyenne d'âge de cette population est de 58,2 ans (+/- 5,2 ans). Les interventions sont réalisées en moyenne 38,6 mois après l'AVC (données manquantes pour 13 patients), donc en phase chronique. Trois études se déroulent pendant la phase chronique (Park et al., Kawahira et al., Lin et al.), une en phase sub-aigue (Pyo, afzal et al.) et deux ne mentionnent pas la phase de récupération.

Les données concernant la population de chaque étude sont présentées en **Annexe VIII**.

5.5 Caractéristiques de l'intervention

Les études diffèrent quant à l'application des vibrations, tant sur le choix du muscle vibré, de la fréquence de vibration, ou encore de la phase du cycle de marche où elles sont délivrées. De plus trois études comprennent plusieurs expériences avec des conditions d'intervention différentes au sein du même article.

On retrouve dans quatre études des vibrations du tibia antérieur parétique (Park et al., Kawahira et al., Lee, Afzal et al. et Pyo, Afzal et al.), dans quatre études des vibrations du triceps parétique (deux sur le corps musculaire : Lee, Afzal et al. et Pyo, afzal et al. et deux études sur le tendon du triceps sural : Lin et al. et Mullie et Duclos), dans une étude des vibrations du tendon du triceps non parétique (Lin et al.), dans une étude des vibrations du muscle moyen fessier (Kawahira et al.) et enfin une étude où les muscles du cou bilatéraux sont également vibrés (Mullie et Duclos).

Les fréquences de vibration utilisées sont de 200 Hertz pour deux études (Lee, Afzal et al., Pyo, Afzal et al.), 80 Hertz pour deux études (Lin et al., Mullie et Duclos), 83 Hertz pour une étude (Kawahira et al.) et l'étude de Park et al. ne donne pas la valeur de la fréquence de vibration.

Les amplitudes de vibration ne sont pas communiquées pour les études de Park et al. et de Kawahira et al. Elle est de 1,4 G pour les études de Lee, Afzal et al. et Pyo, Afzal et al. Lin et al. utilisent des amplitudes de vibration de 1 mm pour les quatre expériences et Mullie et Duclos utilisent des vibrations d'amplitudes comprises entre 0,5 et 1 mm.

Les vibrations musculaires ne sont pas appliquées au même moment dans toutes les études. Quatre études utilisent des vibrations en continu à la marche (Park et al., Kawahira et al., Lin et al. et Mullie et Duclos pour les expériences A et C), mais la durée totale de vibration n'est pas précisée. Les vibrations sont émises pendant la phase d'appui du membre parétique dans deux études (Lee, Afzal et al. et Mullie et Duclos pour leurs expériences B et D). Les vibrations sont employées pendant la phase oscillante du membre parétique dans deux études (Lee, afzal et al. pour l'expérience B et dans l'étude de Pyo, Afzal et al.).

Afin d'enregistrer les caractéristiques de marche des patients, deux études ont utilisé le système GAITRite (Park et al. et Lin et al.), deux études ont mis en place un système avec des semelles intégrées recueillant les paramètres du cycle de marche (Lee, afzal et al. et Pyo, afzal et al.). Mullie et Duclos se servent d'un tapis de course instrumenté tandis que Kawahira et al. utilisent un chronomètre pour mesurer la vitesse de marche.

Les caractéristiques de chaque intervention sont détaillées en **Annexe IX**.

Les résultats seront présentés de manière synthétique par critère de jugement. Le critère de jugement principal choisi pour cette revue est la symétrie de la marche. Les critères secondaires sont le Stance time côté parétique, le step time côté parétique et la vitesse de marche.

Pour chaque critère de jugement, le détail des valeurs des six études est reporté sous forme de tableau en **Annexe X**.

5.6 Résultats sur la symétrie à la marche, critère de jugement principal

L'évaluation de l'impact des vibrations sur la symétrie à la marche a été effectuée par trois études sur les six analysées.

L'étude de Lee, Afzal et al., qui vibre le Tibial antérieur (TA) et le Triceps sural parétiques à 200 Hertz (score JBI de 6/9), mesure une diminution significative du Stance Symmetry Ratio (SSR). Il diminue de **9.34%** avec l'application de vibrations

pendant la phase d'appui du membre parétique (1,22 sans vibration vs 1,106 avec vibrations, $p=0,049$). Dans l'expérience B de cette étude, le SRR baisse de **10.57%** lorsque les vibrations sont appliquées pendant la phase oscillante (de 1,22 vs 1,091, $p=0,043$).

L'étude de Pyo, Afzal et al, qui vibre le TA et le triceps parétique à 200 Herz pendant la phase oscillante (score de 6/9), mesure une diminution significative du Stance Symmetry Ratio. Le SSR diminue de **2.98%** (1,109 sans vibrations vs 1,076 avec vibrations, $p=0.002$) lorsque les vibrations sont appliquées en phase oscillante.

Le ratio de symétrie initial dans l'étude de Lee, Afzal et al. est plus élevé que celui de Pyo, Afzal et al. On peut se demander si une asymétrie initiale importante rend plus sensible au changement induit par la vibration.

L'étude de Park et al. qui vibre le TA parétique en continu à la marche (score de 6/9) montre une augmentation de **0.83%** du rapport de symétrie de la marche sous stimulation vibratoire (1,21 +/- 0,18) par rapport à la marche sans stimulation (1,20 +/- 0,19). Ce résultat n'est pas statistiquement significatif. La vibration en continu semble avoir moins d'intérêt sur l'augmentation de la symétrie que la vibration pendant une phase (portante ou oscillante, dans les deux premières études).

5.7 Résultats sur le Stance time

Seule l'étude de Lee, Afzal et al. mesure l'impact des vibrations musculaires focales sur le Stance time (score 6/9). Lors de l'expérience A où le tibial antérieur et le triceps du côté parétique sont vibrés à 200 Hertz à la phase d'appui pendant un temps égal à la phase d'appui côté sain, le stance time augmente de 0,83 secondes (+/-0,05) à 0,90 sec (+/-0,042), soit une **augmentation de 8,4%**. De même le stance time augmente dans l'expérience B lorsque ces muscles sont vibrés pendant la phase oscillante (de 0,83sec +/-0,05 à 0,889sec +/-0,052), soit une **augmentation de 7,11 %**. Cependant ces résultats ne sont pas statistiquement significatifs (respectivement $p=0,101$ et $p=0,211$).

5.8 Résultats sur le Step time

Trois études ont inclus le Step time comme critère de jugement dans leurs recherches. Les résultats sont contradictoires.

Seule l'étude de Park et al., qui vibre le TA parétique en continu à la marche (score 6/9) rapporte des résultats significatifs : sous stimulation vibratoire, le Step time du membre parétique a diminué de 2,25 % (de 0,89 \pm 0,22 s à 0,87 \pm 0,24s ; $p < 0,05$).

L'étude de Lin et al. (score 7/9) intègre quatre expériences comme précisé ci-dessus. Pour les patients avec un sens de positionnement de cheville intact, le step time côté parétique est augmenté sous vibrations des tendons d'Achille côtés parétique et sain, respectivement de 1,11% et 0,25 % (de 0,812 s à 0,821s et 0,812s à 0,814s). De même, pour les patients avec un sens de positionnement de la cheville altéré, le step time augmente pour la vibration du tendon d'Achille des deux côtés, respectivement de 0,96% (de 0,729s à 0,736s) et de 0,55 % (0,729s à 0,733s).

L'étude de Mullie et Duclos intègre également quatre expériences au sein d'une même population de patients AVC (7/9). Lors de la vibration du triceps parétique à 80 Hertz en continu, le step time n'évolue pas (1,34sec en pré et post vibration). Pendant l'expérience B et la vibration pendant le contact du talon avec le sol, le step time augmente de 0.75% (de 1,34s à 1,35s). Lors de la vibration des muscles du cou bilatéraux à 80 Hertz en continu, le step time du membre parétique est diminué de 4,48% (de 1,34s à 1,28s). Il diminue de 0,75% pendant la vibration de ces muscles du cou pendant le contact du talon avec le sol (de 1,34s à 1,33s). Les résultats de cette étude ne sont pas statistiquement significatifs.

5.9 Résultats sur la vitesse de marche

Sur les six études sélectionnées, cinq ont mesuré la vitesse de marche du patient hémiplégique, avec et sans vibrations musculaires. Deux études rapportent des résultats statistiquement significatifs.

L'étude de Park et al. montre que la vitesse de marche sous stimulation vibratoire continue du muscle tibial antérieur (0,50 \pm 0,17m/s) est significativement supérieure à

celle de la démarche générale sans vibration (0,47 +/- 0,15 m/s; $p < 0,05$), soit une amélioration de **6,38%** (score de 6/9 pour l'étude).

De la même façon l'étude de Kawahira (score de 5/9) vibre le tibia antérieur et le muscle fessier parétique en continu, et montre une augmentation significative de **6,85%** de la vitesse sous vibration (de 0,73 m/s sans vibration à 0,78 m/s sous vibration, $p < 0,01$).

Les auteurs Lee, Afzal et al. (score de l'étude 6/9) constatent que la vitesse de marche n'a quasiment pas été perturbée par la présence d'un retour vibrotactile sur le TA et le triceps : diminution de 2,33% pour l'expérience MCV avec feedback pendant la phase d'appui (de 0,43 m/s à 0,42 m/s où $p = 0,781$) et hausse de 2,33% pour l'expérience CV avec feedback pendant la phase oscillante (de 0,43 m/s à 0,44 m/s où $p = 0,8823$).

L'étude de Pyo, Afzal et al. (score 6/9) montre une augmentation de la vitesse de marche de **6,36%** (0,456 +/- 0,164 m/s sans vibrations et 0,485 +/- 0,174 m/s avec vibrations). Ils vibrent le Tibial antérieur et le triceps à 200 Hertz en phase oscillante.

L'étude de Lin et al. rapporte des résultats divergents. (score de l'étude 7/9). La vitesse est transmise en % taille/cm. Concernant l'expérience 1-A) la vitesse de marche sous stimulation continue du tendon du triceps parétique à 80 hertz n'évolue quasiment pas (de 0,343 +/- 0,107 % taille/s sans vibration à 0,346 +/- 0,11 % taille/cm avec vibrations). Pendant l'expérience 1-B) où le tendon du triceps sain est vibré à 80 Hertz en continu, la vitesse de marche augmente de **0,87%** (de 0,346 à 0,349 +/- 0,108 % taille/cm avec les vibrations). Dans l'expérience 2-A), la vitesse avec vibration du tendon du triceps en continu baisse de **1%** par rapport à la vitesse sans vibration (0,399 +/- 0,19 % taille/cm sans vibration à 0,395 +/- 0,2 % taille/cm avec vibrations). La vitesse de marche dans l'expérience 2-B) augmente de **1%** sous vibration (de 0,399 +/- 0,19 % taille/cm sans vibration à 0,403 +/- 0,2 % taille/cm avec vibration du tendon du triceps sain en continu). Dans cette étude les vibrations sont employées comme déstabilisations, et non dans le but d'améliorer la marche.

Le moment de vibration ne semble pas avoir d'impact sur la vitesse puisqu'elle est augmentée d'environ 6% dans trois études de moment d'application différents (vibrations en continu dans deux études et en phase oscillante pour Pyo, Afzal et al.).

De même dans les études où la vitesse n'est quasiment pas modifiée, les vibrations sont appliquées à des temps variés.

5.10 Synthèse en fonction des muscles vibrés

Une synthèse en fonction des muscles vibrés permet d'aborder ces résultats sous un autre angle.

	Fréquence	Symétrie	Stance time	Step time	Vitesse
Tibial antérieur	NA	→ ☹️ (Park et al.)		↘️ ☹️ (Park et al.)	↗️ 😊 (Park et al.)
TA et MF	83				↗️ 😊 (Kawahira et al.)
TA et Triceps sural	200	↗️ 😊 (Lee, Afzal et al.) ↗️ 😊 (Pyo, Afzal et al.)	↗️ 😊 (Lee, Afzal et al.)		↗️ 😊 (Pyo, Afzal) ↗️ 😊 (Lee, Afzal exp B) ↘️ ☹️ (Lee, Afzal exp A)
Triceps sural (tendon)	80			↗️ 😊 (Lin et al.) → ☹️ (Mullie et Duclos)	↗️ 😊 vib côté sain (Lin et al.) → ☹️ vib côté parétique (Lin et al.)
Muscles bilatéraux du cou	80			↘️ ☹️ (Mullie et Duclos)	

Légende :

- ↗️ Une augmentation de la valeur
- ↘️ Une diminution de la valeur
- 😊 la variation est dans le sens espéré (montre une amélioration)
- ☹️ la variation n'est pas dans le sens espéré
- (Auteurs en verts): résultats statistiquement significatifs

Avec la vibration du muscle tibial antérieur en continu, Park et al. ont montré une valeur quasi constante de la symétrie à la marche (augmentation du ratio < 1%, et non significatif=NS), une diminution significative du Step time ainsi qu'une augmentation significative et de la vitesse de marche.

Pour la vibration du Tibial antérieur et du Moyen Fessier, Kawahira et son équipe exposent une augmentation significative de la vitesse de marche.

La vibration du Tibial antérieur et du corps du triceps sural permet une augmentation significative de la symétrie à la marche selon les études de Lee, Afzal et al. et Pyo, Afzal et al. Toujours selon Lee, Afzal et al. elle permet une augmentation du Stance time (NS), une augmentation de la vitesse (NS) pendant la vibration en phase oscillante et une diminution de la vitesse (NS) pendant la vibration en phase d'appui. Pyo, Afzal et al. constatent une augmentation de la vitesse sous stimulation de ces mêmes muscles à la même fréquence (NS).

La vibration du tendon du triceps sural à 80 hertz permet une augmentation du Step time selon Lin et al. (NS) et ne varie quasiment pas (NS) selon Mullie et Duclos. Les résultats des effets sur la vitesse sont hétérogènes selon Lin et al. Ils constatent une augmentation de la vitesse (NS, vibration côté sain), une diminution de la vitesse (NS, vibration côté parétique chez population avec sens de positionnement de cheville atteint) ou une vitesse qui ne change pas (NS, vibration côté parétique dans population avec sens de positionnement atteint).

La vibration des muscles bilatéraux du cou conduit à une diminution du Step time (NS) selon l'étude de Mullie et Duclos.

6 Discussion

Ce travail d'analyse de la littérature devait objectiver les effets de la vibration musculaire focale sur la marche du patient ayant eu un AVC. Cela a pour objectif de déterminer si les vibrations focales offrent un intérêt comme traitement complémentaire pour améliorer la marche du patient post-AVC, notamment sur la symétrie, en précisant les caractéristiques de l'intervention et les muscles à cibler.

6.1 Interprétation des résultats

Tout d'abord l'évaluation de la qualité méthodologique des articles retenus permet de montrer l'homogénéité des études retenues sur le plan méthodologique. Ce sont toutes des études de type pré-test/post-test, de qualité moyenne (moyenne de 6.2 sur le JBI, pourcentages de réponses « oui » entre 55% et 78%).

6.1.1 La symétrie à la marche

Trois études examinent l'impact des stimulations vibratoires sur la symétrie à la marche.

Lee, Afzal et al. (vibration du TA et Triceps sural parétique) constatent une diminution du SSR (ratio du Stance time sur membre sain sur le Stance time sur membre parétique) de 9.34% en vibration en phase d'appui et de 10.57% en phase oscillante. De même, Pyo, Afzal et al. vibrent les mêmes muscles à la même fréquence pendant la phase oscillante, et mettent en avant une diminution de 2.98% du SSR.

Ces deux résultats sont statistiquement significatifs et vont dans le sens d'une amélioration de la symétrie à la marche. Ces deux études sont très proches dans leur conception car réalisées par les mêmes équipes. Elles obtiennent le même score au JBI (6/9). La différence des résultats en phase oscillante peut supposément être expliquée par les facteurs suivants.

Peut être qu'une asymétrie initiale importante (Lee,Afzal) rend plus sensible au changement induit par les vibrations. La présence de seulement quatre patients dans l'étude de Lee, Afzal et al. peut aussi être un des facteurs expliquant la diminution trois fois plus importante du rapport de symétrie que dans l'étude de Pyo et al. qui porte sur dix patients. Un petit échantillon est en effet plus sensible aux valeurs extrêmes. Une autre différence réside dans la population retenue pour l'étude : Pyo, afzal et al. fixent de nombreux critères d'exclusion. Sont exclues de l'étude notamment les personnes

ayant un pied parétique tombant, des limitations d'amplitude articulaire, des douleurs aux membres inférieurs. L'étude de Lee, Afzal et al. précise juste que tous les patients inclus présentent des symptômes évidents de faiblesse du membre inférieur parétique. On peut donc se demander si l'amélioration de la symétrie à la marche est indépendante de l'état initial du patient.

L'étude de Park et al. (vibration du TA parétique en continu) observe une augmentation de 0.83% du rapport de symétrie, mais de façon non-significative. Par rapport aux deux études précédentes, l'analyse statistique est plus pauvre et seul le test de Student est réalisé (score de 6/9). Cette étude inclut 63% d'hémiplégiques gauches (19 hémiplégiques gauches pour 11 hémiplégiques droits) alors que l'étude de Pyo, Afzal et al. inclut 43% d'hémiplégiques gauches et l'étude de Lee, Afzal. 50%. Or les troubles de l'équilibre expliqués par des troubles de la représentation spatiale sont fréquents pour les hémiplégiques gauches (40). La vibration pourrait avoir un impact différent sur ces patients, étant donné que les troubles de l'équilibre ne sont pas dus aux mêmes mécanismes. Les données ne sont pas différenciées selon la latéralité de l'AVC dans ces études, mais ceci pourrait participer à expliquer les différences entre les études.

Dans cette étude de Park et al. le ratio de symétrie temporelle est calculé par la valeur de la variable du membre sain sur celle du membre parétique, mais l'étude ne précise pas quelle variable est utilisée. Selon les résultats présents dans l'étude, on peut supposer qu'il est calculé grâce au taux de soutien du membre inférieur uniquement (donc le Stance phase sans les phases de double-appui) ou au Step time. L'absence de norme établie pour l'évaluation de la symétrie rend plus compliquée la comparaison avec les deux études précédentes (qui utilisent quant à elles le même ratio).

Par rapport aux deux études utilisant le feedback où il est demandé de se positionner en interprétant le retour vibratoire, ici les patients n'ont pas de consignes particulières de marche. De plus, tous les patients ont utilisé une canne dans l'étude de Lee, Afzal et al. Or la canne est un moyen de substitution favorisant la symétrie à la marche. Son action doit être facilitante. Comme les études sont de type pré-test/post-test, ces deux paramètres n'ont a priori pas d'influence sur le pourcentage de variation du ratio de symétrie mais ont une influence sur les données chiffrées initiales reportées dans les résultats.

Globalement, ces résultats d'études de même qualité montrent une **amélioration de la symétrie temporelle à la marche** sous stimulation des muscles des membres inférieurs (TA et triceps sural). Appliquer la vibration pendant des phases précises (surtout pendant la phase portante) semble plus efficace sur l'augmentation de la symétrie que la vibration en continu. À la vitesse de marche préférée, le repère tactile a induit des améliorations de la symétrie de la posture. Ce résultat peut être dû à une augmentation des signaux afférents somatosensoriels. Les auteurs relèvent que ces afférents proprioceptifs peuvent jouer un rôle dans l'étalonnage du cadre de référence motrice spatiale et fournir une augmentation sensorielle du système nerveux central. Le signal tactile réduirait aussi la spasticité et améliorerait la fluidité du mouvement des membres inférieurs pendant le cycle de marche, participant à l'amélioration de la symétrie.

6.1.2 Le temps de la phase d'appui du côté parétique (Stance time)

Il est difficile d'évaluer l'effet des vibrations musculaires sur le Stance time à travers ce travail puisque seule l'étude de Lee, Afzal et al. traite ce critère (score 6/9).

Les auteurs constatent une augmentation du Stance time plus importante à la vibration en phase d'appui par rapport à la vibration en phase oscillante (8,4% vs 7,11%, avec la vibration du TA et triceps à 200 Hertz pour les deux expériences), sans toutefois présenter des résultats significatifs.

Le stance time est très peu étudié dans les études retenues ; or il informe sur la capacité à charger le membre inférieur parétique et est un facteur primordial d'une marche stable (73).

Le Stance time pourrait être rapproché du « Taux de soutien unique du membre parétique » évalué dans l'étude de Park et al. (augmentation de 2.2% avec la vibration du TA parétique) car ce critère correspond au Stance time moins les deux phases de double appui. Ces deux études vont dans le sens d'une amélioration de la charge du membre parétique sous vibration des muscles de la jambe, mais d'autres études sont nécessaires pour réussir à dégager des tendances plus fiables.

Il semble important que ce critère soit utilisé dans de futures études car le Stance time côté hémiparétique est corrélé avec le degré d'implication motrice (73) et renseigne sur la faculté à charger le membre inférieur parétique. Or l'asymétrie de la démarche provient généralement de la difficulté à charger ce membre (83). Le suivi de ce critère

permet de dire si la symétrie est améliorée par augmentation de la phase portante de la jambe parétique.

Toutefois, l'augmentation du Stance time peut se faire par augmentation du temps de double-appui et non de l'appui unipodal. L'étude du « taux de soutien unique du membre parétique » ou « single lower limb support » pourrait mieux mettre en évidence cette faculté à charger le membre hémiparétique car ce paramètre n'englobe pas les phases de double-appui, qui sont allongées chez l'hémiparétique (24), souvent par peur de la chute. Ce paramètre est donc plus spécifique que l'appui unipodal parétique.

6.1.3 Le temps du pas du membre parétique (Step time)

Les résultats sur le Step time sont très hétérogènes dans les études.

Park et al. (score de 6/9) mesurent une diminution significative de 2.25% du step time du membre parétique sous vibration du TA, mais le step time du membre sain diminue aussi de 4%. Tout comme le Stride time diminue de 55.2% sous vibration. Les auteurs pensent que ces diminutions sont la conséquence de l'augmentation de la vitesse de marche via l'augmentation de la cadence (qui augmente ici de façon significative). Des résultats de step time du membre parétique exprimés en pourcentage du cycle de marche plutôt qu'en secondes permettraient de mieux apprécier la symétrie entre les deux membres. De plus, les données initiales sans vibration sont étonnantes car la moyenne du Step time du côté hémiparétique est assez fortement supérieure à celle du côté sain. Nous avons vu dans le cadre théorique qu'à la marche, l'appui est plus long côté sain chez l'hémiparétique. Or le Step time correspond au Stance time sans le deuxième double-appui et devrait donc être plus long côté non-affecté sur la moyenne des 30 patients inclus dans l'étude.

Lin et al. (7/9) montrent une augmentation plus importante du Step time côté parétique quand le triceps sural affecté est vibré à 80 Hertz par rapport à la vibration du triceps sain. Dans la population de patients dotés d'un sens de positionnement de la cheville intact, le Step time côté parétique augmente de 1.11% avec les vibrations tandis que le Stride time diminue. Or le Stride est l'addition des step time des deux membres inférieurs. On peut donc penser que le step time parétique est augmenté au détriment de celui du côté sain ; donc le membre parétique est plus en charge sous vibration du

triceps. Des résultats du step time en pourcentage du cycle de marche rendraient l'interprétation plus aisée.

Dans l'étude de Mullie et Duclos (7/9), le step time côté parétique n'évolue pas dans 3 expériences et diminue de 4.48% lors de la vibration en continu des muscles bilatéraux du cou à 80 hertz. Cependant le step time est parfaitement symétrique en temps entre les deux membres inférieurs sans vibration et avec vibration (dans les quatre expériences) ; donc cette étude ne montre pas d'intérêts à vibrer le triceps et les muscles du cou pour un effet sur le step time.

Après comparaison méthodologique de ces trois études, celle de Park et al. a un point de moins que les deux autres. Ces résultats ne nous permettent pas de valider l'intérêt de vibrations musculaires dans le but d'augmenter le step time car les résultats sont trop divergents et les gains en pourcentage trop faibles pour dégager des constantes.

6.1.4 Vitesse de marche

Dans trois études, la vitesse de marche augmente d'environ 6% sous stimulation vibratoire (du tibial antérieur, tibial antérieur et moyen fessier, tibial antérieur et triceps parétique). Deux d'entre elles établissent des résultats statistiquement significatifs (Park et al. score 6/9 et Kawahira et al., score 5/9). Une étude vibre les muscles à 80 hertz, une à 200 Hertz et la fréquence n'est pas renseignée chez Park et al. Dans toutes les études, la consigne est une vitesse de marche confortable choisie par le patient, excepté pour Kawahira et al. qui demandent une marche aussi rapide que possible. L'utilisation d'aides techniques est autorisée dans certaines études, mais n'influe a priori pas sur les résultats en pourcentage de variation comme les études sont de type pré-test/post-test.

Les résultats montrent une **amélioration de la vitesse de marche sous stimulation vibratoire**. Vibrer le tibial antérieur permettrait selon les auteurs d'empêcher la chute du pied hémiplegique pendant la phase d'oscillation en contribuant à améliorer le contrôle des fléchisseurs plantaires de la cheville. La spasticité du triceps limite la création de forces propulsives de la jambe parétique. Donc diminuer cette spasticité pourrait réduire certains déficits de marche selon Lamontagne (84).

Au vu de ces explications et des résultats, on pourrait privilégier l'application des vibrations sur le TA et triceps en continu à la marche dans le but d'améliorer la vitesse (augmentation d'environ 6% pour Park et al. et Kawahira et al.). Pyo, Afzal et al. constatent également une augmentation de 6% lors de la vibration en phase oscillante. La vibration en phase portante seule n'augmente pas la vitesse.

Néanmoins, d'après l'observation des déficits de la marche hémiparétique et de ses implications, il semble plus intéressant de chercher à avoir une action sur la symétrie d'appuis à la marche. L'évaluation post AVC devrait être axée sur la symétrie à la marche et la vitesse de marche constituerait une mesure complémentaire (42). En effet, selon Patterson, la vitesse de marche est considérée comme importante pour la fonction générale, mais une asymétrie qui persiste à la marche a davantage de conséquences négatives potentielles.

Il est probable que la **facilité de mesure**, plutôt que la valeur clinique, a conduit à mettre l'accent sur la mesure de la vitesse à la marche.

6.1.5 Application des Vibrations musculaires focales

Les études analysées dans ce travail emploient de façons différentes les vibrations musculaires. Il semble ici important de mettre en évidence les données essentielles concernant leur utilisation dans le cadre de la marche hémiparétique.

La **localisation de la vibration** est importante selon l'effet recherché. Courtine et al. (72) pensent que l'entrée musculaire Ia est traitée selon le segment corporel d'où vient l'afflux sensoriel.

L'amélioration significative de la symétrie à la marche (par l'évaluation du ratio de stance time des deux membres inférieurs) ainsi que de la vitesse, se fait dans ces études à travers la vibration du tibial antérieur et du corps musculaire du triceps sural. Il a été vu dans le cadre théorique que la vibration d'un muscle entraînait des effets moteurs, notamment la contraction involontaire de ce muscle (RTV) et l'inhibition du muscle antagoniste dans le même temps, pouvant réduire la spasticité. Ici, la ceinture de vibration faisant le tour de la jambe et vibrant le tibial antérieur et le triceps, il est difficile d'isoler les effets moteurs. Mais la vibration du tibial antérieur semble

améliorer la chute du pied pendant la phase oscillante, fréquente chez l'hémiplégique. et améliore le contrôle des fléchisseurs plantaires.

Les effets perceptifs et sensoriels de la vibration des muscles de la jambe peuvent être à l'origine de l'augmentation du temps de maintien sur le membre parétique, par modifications compensatoires de l'allongement illusoire du muscle vibré.

Toutefois, concernant l'asymétrie d'appui à la marche de l'hémiplégique, le travail de rééducation est à faire surtout dans le plan médio-latéral. Vibrer des muscles ayant une fonction dans ce plan paraît donc pertinent, par exemple le muscle Moyen Fessier. Dans cette revue, seuls Kawahira et al. ciblent le Moyen Fessier mais ils n'étudient que la vitesse de marche. La vibration du Moyen Fessier à la marche est donc une piste de travail pour de futures recherches.

Selon Cooper (50) les muscles riches en fibres Ia sont plus sensibles à la vibration, donc il faudrait les cibler. Ces fibres sont présentes en quantité dans les muscles posturaux.

La **fréquence de vibration** est un réglage de l'appareil important car influant sur l'étirement de fuseaux neuromusculaires et par conséquent sur l'illusion du mouvement. Roll et Vedel (49) et Montant et al. (60) indiquent qu'une décharge à environ **80 Hertz** stimule de manière optimale la décharge des fibres. Cette fréquence est respectée dans les études sélectionnées sauf pour les études en biofeedback de Lee, Afzal et al. et Pyo, Afzal et al qui utilisent une fréquence de 200 Hertz. A cette fréquence, nous pouvons nous demander si la vibration est supportable pour le patient. Les auteurs ne rapportent pas de sensation d'inconfort. Il a également été relaté dans le cadre théorique que tous les effets des vibrations n'étaient pas présents à 200Hz. Park et al. ne précisent pas leur fréquence de vibration.

Aucune étude ne décrit précisément le **temps d'application** des stimulations vibratoires. Les vibrations durent juste le temps de l'essai de marche, souvent sur une distance de dix mètres. Pour les deux études utilisant le feedback, la vibration est délivrée selon le rapport de symétrie cible. Ce temps de vibration permet de recueillir des résultats seulement à très court terme. La littérature actuelle ne précise pas de méthode précise concernant la durée d'application des vibrations à la marche.

6.1.6 Comparaison avec les résultats de la littérature

Ce travail est nouveau dans la mesure où il n'existe pas de revue de littérature concernant l'effet de l'application de vibrations musculaires focales sur l'asymétrie à la marche chez les patients post-AVC.

Dans le diagramme de flux présenté dans ce travail, deux études ont été exclues car en cours de publication. Cependant, les résultats préliminaires, présentés en Congrès, sont accessibles. Nous nous intéressons ici à l'étude « Effets des vibrations sur l'asymétrie d'appui à la marche chez l'hémiplégique vasculaire chronique : résultats préliminaires » (85) de Leblong-Lecharpentier et ses collaborateurs. La correction de l'asymétrie des appuis à la marche est cherchée via la vibration à 70 Hertz sur les muscles gluteus medius (moyen fessier) côté lésionnel, muscles cervicaux postérieurs contra-lésionnels et biceps brachial contra-lésionnel (contrôle). L'étude inclut cinq patients hémiplégiques chroniques. L'analyse se fait sur tapis GAITRite. L'asymétrie d'appui est évaluée ici par le pourcentage de simple appui côté hémiplégique. Ce pourcentage de simple appui côté parétique augmente de 5.8% sous vibration du gluteus medius (32.8% pré-vibration vs 38.4% sous vibration). A deux minutes, l'amélioration est de 6% puis cesse à 10 minutes.

Le choix du critère évaluant la symétrie est différent de celui de notre travail, mais les résultats préliminaires de cette étude vont dans le même sens que nos résultats. Ces auteurs ont ciblé le gluteus medius, pour son rôle dans le plan médio-latéral. Il y a une amélioration de la symétrie d'appui à la marche sous stimulation vibratoire du membre inférieur chez les patients hémiplégiques.

6.2 Faisabilité/Accessibilité de la pratique

Les stimulations vibratoires focales sont des stimulations proprioceptives non invasives du système nerveux. Nous allons développer dans cette section les avantages que présentent ces outils de neuroréhabilitation.

6.2.1 Facilité de mise en place

Les boîtiers de vibration sont tous différents dans les études sélectionnées dans ce travail. Certains demandent d'être reliés à des ordinateurs via des câbles, et donc utilisables seulement en laboratoire ou en structure. D'autres sont portables, conçus

pour les téléphones mobiles, marchent sur batterie et communiquent les données via les ondes.

Ces petits boîtiers portables sont librement disponibles à l'achat, s'installent facilement en moins de dix minutes (86), de façon autonome ou avec l'aide de quelqu'un en fonction des capacités motrices et cognitives du patient.

6.2.2 Tolérance des vibrations musculaires focales

Bento et al. ont mené une étude en 2012 auprès de patients AVC afin d'évaluer la faisabilité et la tolérance de stimulations vibratoires focales dispensées grâce à un dispositif portable (87). Les vibrations sont délivrées selon un programme pré-établi (en intensité, durée, intervalle d'action). Le test de tolérance est défini ici pour cinq heures. Ils ont recueilli des données concernant les paramètres vitaux, les performances cognitives, motrices, sensibles et des scores d'anxiété. Les résultats de cette étude ne montrent aucun risque, pas de complications majeures pendant la stimulation ou les jours suivants ; en outre, aucun patient ou membre de sa famille n'a demandé à interrompre le test.

Ce test de tolérance ne révèle pas d'effets secondaires après application des vibrations musculaires focales. Bento et al. recommandent des études futures de tolérance sous contrôle IRMf et pendant des essais à long terme.

6.2.3 Pas d'implication active du patient

Comme le précise l'étude de Bonan et al. (10), l'utilisation de vibrations musculaires focales ne requiert aucune implication active de la part du patient. C'est une technique « bottom-up » ou « ascendante » qui agit directement au niveau central sur les structures corticales, notamment celles concernées dans le développement de la représentation mentale du corps dans l'espace. Le patient hémiparétique n'a pas à prendre conscience de ses troubles, à la différence des techniques améliorant les perceptions de façon consciente. Cette utilisation passive se prête donc bien aux patients post-AVC (10), qui peuvent présenter des troubles cognitifs variés, dont des troubles de l'attention, de la concentration. Cela paraît être un outil moins exigeant et dur pour le patient que les autres techniques classiques de rééducation à la marche.

Toutefois, dans l'utilisation de la vibration musculaire en biofeedback, la démarche est consciente et la demande une participation active du patient.

Les stimulations sensorielles sont une approche relativement nouvelle pour la rééducation à la marche du patient hémiparétique et offrent de nombreuses possibilités. Elles produisent des afférences proprioceptives puissantes et spécifiques, en étant indolores et non-invasives pour le patient. Les principaux avantages sont la facilité d'utilisation, une bonne tolérance, une implication passive du patient. De plus, leur utilisation à la marche renforce l'automatisme de marche grâce à la répétition.

Enfin, l'asymétrie à la marche est souvent considérée comme résistante aux actes de rééducation, peut être à cause d'un manque de spécificité des outils employés. Un programme de vibration précis pourrait amener cette spécificité, connaissant l'impact des vibrations sur les structures nerveuses impliquées dans la représentation du corps.

Pour l'instant, concernant la rééducation à la marche, ces boîtiers de vibration sont utilisés pour la recherche en laboratoire ou dans des structures médicales. Toutefois si les recherches scientifiques prouvent leur efficacité, le développement de vibrateurs utilisables en autonomie par le patient hémiparétique semble envisageable.

Dans une étude évaluant la marche de patients hémiparétiques dix ans après une première évaluation, Turnbull et Wall constatent une aggravation de l'asymétrie (88). Ces auteurs évoquent l'intérêt de construire des programmes de rééducation sur le long terme pour maintenir les progrès de la période de rééducation.

Ce dispositif vibratoire peut s'inscrire dans cette démarche. Le temps de rééducation quotidien serait ainsi augmenté, enrichi, plus ludique et moins éprouvant pour le patient.

6.3 Recommandations cliniques

Il semble difficile d'établir des suggestions cliniques claires sur la base de ce travail.

Toutefois des tendances se dégagent vers l'utilisation de vibrations musculaires focales comme traitement pour augmenter la symétrie d'appui et la vitesse de marche lors d'une prise en charge en kinésithérapie. En effet, les résultats sont en faveur d'une amélioration de ces critères de jugement, aussitôt leur application.

Concernant l'augmentation de l'asymétrie d'appuis, la vibration des muscles de la jambe pendant la phase portante peut être conseillé. Des études évaluant l'impact de la vibration du moyen fessier sur la symétrie d'appuis à la marche sont nécessaires.

Pour l'augmentation de la vitesse, il semble que ce soit la vibration des muscles Tibial antérieur et triceps sural à 80 Hertz en continu, ou au moins en phase d'oscillation, qui ait le plus d'impact.

Ce travail ne permet pas de statuer sur l'effet des vibrations sur le Stance time côté parétique et le Step time.

Cette technique peut être utilisée pour optimiser la prise en charge en kinésithérapie, en complément des autres outils et techniques existants. Elle a sa place dans le cadre d'un programme intensif d'entraînement à la marche.

6.4 Pistes de recherches futures

Ce travail de recherche met en lumière le manque de données de la littérature concernant l'application de vibrations musculaires focales à la marche, dans le but d'améliorer la démarche de la personne ayant eu un AVC. En effet, ce thème n'est pas investigué depuis très longtemps, donc de nombreuses interrogations subsistent. Dans l'intérêt de l'évolution des pratiques en masso-kinésithérapie, il est important de continuer les recherches. Des études incluant des populations plus grandes permettraient une meilleure reproductibilité des résultats au regard de la population hémiplegique, nombreuse.

La question de la vibration lors de phases particulières du cycle de marche a été abordée dans cette étude. En effet, certaines études appliquaient les stimulations en continu, pendant la phase d'appui ou lors de la phase oscillante. Ce travail dégage quelques conclusions mais des études interrogeant spécifiquement ce paramètre sont à mettre en place.

De façon générale, il manque un consensus quant à l'application des vibrations à la marche. Des recherches afin d'établir un protocole plus précis (concernant les muscles à stimuler, le temps et la phase d'application) permettraient de faciliter l'application technique de cet outil. Les effets doivent également être analysés sur une plus grande période de suivi.

Les effets des vibrations ne sont évalués ici qu'à court terme. Il est possible que sous certaines conditions, la vibration n'ait pas d'effets significatifs immédiats sur la symétrie à la marche, mais puisse en présenter à long terme. Et inversement, les effets apparus immédiatement doivent être confirmés sur le long terme par des études menées sur une longue durée. Une étude de Jamal, Lucas, Leplaideur, Honoré, Butet et Bonan est en cours de publication et évalue les effets à long terme des vibrations du Gluteus Medius sur l'asymétrie posturale et la marche hémiplegique (89). Les résultats préliminaires ne montrent pas d'amélioration sur les paramètres de marche à J15, mais à distance pour les AVC gauches. Les recherches doivent continuer.

La comparaison des effets entre l'application strictement passive des vibrations ou intégrées à un système de Biofeedback conscient (comme dans l'étude de Lee, Afzal et al. où le patient maintient un temps de posture sur les deux membres inférieurs en interprétant le retour vibratoire fourni selon le rapport cible) pourrait déterminer la meilleure efficacité d'un système sur l'autre. Cependant, la consigne d'interpréter le retour vibratoire et d'agir en conséquence ne paraît pas adaptée à toute la population hémiplegique, notamment aux patients avec des troubles cognitifs.

Il serait enfin intéressant de regarder si les vibrations appliquées en traitement combiné amèneraient des effets thérapeutiques améliorés. Les outils et techniques utilisés en rééducation à la marche sont multiples et en évolution et leur association permet parfois d'optimiser les résultats obtenus.

6.5 La symétrie à tout prix ?

Etant donné la prévalence et les conséquences engendrées par l'asymétrie à la marche (vu dans le cadre théorique), la réduction de celle-ci chez le patient post-AVC est souvent citée comme axe de travail en rééducation. De même pour l'augmentation de la vitesse de marche. Ces deux paramètres font partie des critères de jugement choisis pour ce travail. Cependant quelques auteurs soulignent le rôle de l'asymétrie et de la vitesse réduite dans la marche de l'hémiplegique.

6.5.1 Lien avec le coût énergétique

De nombreux auteurs (17,18,45,90) ont évalué la marche hémiplegique et ont indiqué une augmentation de son coût énergétique, en rapport avec les déficiences neurologiques présentes.

Detrembleur et al. (91) montrent que le coût de l'énergie mécanique par foulée est plus important chez les hémiplegiques que celui des sujets en bonne santé marchant à la même vitesse. A une vitesse donnée, les hémiplegiques dépensent plus d'énergie par unité de distance parcourue que les sujets en bonne santé. Ces auteurs constatent que les niveaux d'énergie mécanique et le coût physiologique de l'énergie sont supérieurs pour les sujets hémiplegiques marchant à vitesse plus lente, par rapport à ceux marchant plus vite, évoquant une relation entre la capacité à la marche et le coût métabolique ; et donc une marche plus économique à vitesse rapide. Cela rejoint les données décrites dans le cadre théorique de ce travail.

Cependant, ces auteurs ajoutent que si cette lenteur peut être moins rentable, elle apporte un taux de dépense énergétique similaire à celui des sujets sains marchant à vitesse confortable. Cette vitesse lente pourrait donc être une stratégie d'économie d'énergie.

En effet, le coût énergétique (calculé ici par la mesure de la consommation d'oxygène) est important à la marche chez l'hémiplegique quand il est rapporté au mètre parcouru ; mais lorsque cette consommation est exposée par minute, les valeurs tendent vers la normale (92). Le patient réduit naturellement sa vitesse afin de réduire en partie le surcoût énergétique de la marche hémiplegique. Cette réduction de vitesse est un compromis entre l'optimisation du mouvement et un coût énergétique limité.

On peut donc se demander si l'application de stimulations vibratoires augmente fortement le coût énergétique pour le patient ou si cette augmentation de vitesse se fait au travers de mécanismes plus « passifs » et donc moins demandeurs d'énergie.

Concernant la symétrie à la marche, il existe des points de vue conseillant de laisser perdurer cette asymétrie, si elle existe, en phase chronique.

Griffin et al. (93) ont mené une étude examinant les relations entre des propriétés de symétrie de 34 variables de la marche et la vitesse de marche pour un groupe de 31 patients hémiplegiques. Ces auteurs encouragent la recherche d'un modèle symétrique

chez les patients en rééducation précoce, mais pas chez les patients en phase chronique (quand le système corporel atteint un état stable), où la symétrie biomécanique ne permettrait pas selon eux d'obtenir une performance optimale. Ils soutiennent la théorie selon laquelle la performance optimale chez un sujet limité de manière asymétrique est obtenue en n'ignorant pas ce manque de symétrie. Selon ce point de vue, l'asymétrie de la marche est une adaptation aux déficits neurologiques découlant de l'AVC et favorise un certain niveau de fonction de la marche.

Les principales caractéristiques de la marche hémiplégique étudiées dans ce travail (asymétrie et faible vitesse) sont des adaptations au handicap et au surcoût énergétique engendré. La lenteur de la marche hémiplégique compenserait donc le surcoût énergétique et l'inefficacité du pattern de marche. L'asymétrie pourrait être une stratégie de marche à moindre coût, le membre sain venant relayer le membre plégique. Le patient réorganise un schéma de marche qui n'est pas forcément symétrique, mais qui exploite au mieux les capacités fonctionnelles des côtés sains et pathologiques.

Le coût énergétique à la marche fait intervenir de nombreux paramètres interdépendants, et il n'est pas question de les développer dans ce travail mais à partir des constats précédents, il est légitime et intéressant de se demander jusqu'où chercher une symétrie à la marche et une vitesse élevée chez le patient hémiplégique.

6.5.2 Lien entre symétrie et vitesse de marche

Dans la littérature, différents rapports sont publiés sur la relation entre la symétrie temporelle et spatiale et la vitesse de marche.

Patterson et al. ont mené une étude en 2008 pour évaluer l'association entre vitesse et asymétrie à la marche chez 54 patients AVC en phase chronique (42). Ils mettent en évidence une corrélation négative statistiquement significative entre la vitesse de confort et l'asymétrie ($p < 0,001$). Cette relation est d'autant plus marquée que la vitesse est lente : les personnes ayant une vitesse de confort inférieure à 60cm/s (soit 2.16 km/h) présenteraient une asymétrie temporelle très marquée (ratio de symétrie globale moyenne de ces marcheurs lents : 2,1 \pm 0,8). La vitesse moyenne préférée n'est ici pas significativement modifiée entre les groupes d'asymétrie légère et normative. Cette étude met aussi en lumière des comparaisons intra-sujets entre les vitesses de

marche préférentielles et rapides. Pour 50,9% des patients, le rapport de symétrie temporelle est amélioré (rapproché de 1) à vitesse rapide par rapport à la vitesse préférée. Pour 32,1% des patients, ce rapport de symétrie temporelle est plus mauvais (éloigné de 1) à vitesse plus élevée.

L'effet de l'augmentation de la vitesse sur la symétrie temporelle globale semble différent entre les patients et entre les groupes.

Roth et al. (94) ont déterminé la relation entre la vitesse de marche et 18 autres paramètres temporels de la marche chez 25 patients post AVC. Ils trouvent une corrélation significative entre la vitesse et certains paramètres (cadence, durée moyenne du cycle, durée de la phase de maintien des membres hémiplégiques et sains, ratio de symétrie des phases oscillantes...) mais pas avec le Stance symmetry ratio, les ratios d'asymétrie, le Stance phase côté hémiplégique évalué en pourcentage, la durée de Swing phase côté hémiplégique et sain.

Griffin et al. (93) observent un **manque de preuve indiquant que la symétrie avantage la vitesse de marche.**

Les résultats sont variables dans la littérature, notamment parce que la symétrie n'est pas toujours calculée de la même manière et que les groupes de patients diffèrent entre études (temps depuis l'AVC, utilisation d'une aide technique à la marche, différents niveaux de capacité de marche...). Dans l'ensemble, il ressort que **les patients ayant une plus grande asymétrie temporelle marchent à des vitesses inférieures.**

Avec l'utilisation de vibrations musculaires, la vitesse pourrait être aussi augmentée par l'amélioration de la symétrie temporelle.

6.6 Limites de la revue de littérature

La sélection des articles s'est déroulée selon une méthodologie rigoureuse, notamment avec la lecture des titres et résumés par deux lecteurs, mais il est toujours possible que des articles aient été oubliés. Cette sélection s'est réalisée au sein d'études en français ou en anglais, excluant automatiquement toutes les études non traduites en anglais.

Le faible nombre d'études incluses ne permet de regrouper qu'une population de 101 patients victimes d'AVC.

De plus, ces études sont de type pré-test / post-test et représentent un niveau d'évidence moyen puisqu'il n'y a notamment pas de groupe contrôle. Le design de ces études est à prendre en compte dans la prise de connaissance des résultats. L'évaluation de leur qualité méthodologique à l'aide de la grille « Quasi-Experimental Studies (non-randomized experimental studies) » du JBI montre des niveaux moyens de qualité mais assez homogène.

La recherche quantitative réalisée dans ce travail ne comporte pas d'analyse statistique des différentes études. Donc les résultats des données récoltées s'appuient sur l'interprétation par les auteurs de leurs propres études.

Le faible nombre d'études sélectionnées ajouté au fait qu'elles n'étudient pas tous les critères de jugement sélectionnés rend les résultats moins fiables.

Pour l'évaluation de la symétrie à la marche, deux des trois études analysées sont rédigées par des auteurs communs (Afzal, Oh, Park, Yoon). Ce dernier point peut poser question à propos de l'objectivité des résultats obtenus et de leur influence dans ce travail. Cependant les populations étant différentes entre ces deux études, les résultats ne sont pas faussés par reprise de l'étude ultérieure. L'influence de la répétition des auteurs ne semble ici pas négative et peut témoigner d'auteurs experts dans ce domaine. Ce biais est tout de même à garder en mémoire pour l'interprétation des résultats.

Le matériel utilisé pour mesurer les paramètres de la marche conditionne également la fiabilité des résultats. Le système d'analyse de la marche GAITRite est

utilisé de façon préférentielle et reconnu en réhabilitation à la marche, avec une fiabilité inter-évaluateur de $r=0.90$ et un coefficient de corrélation entre les évaluateurs valant 0.99 (95). C'est un outil valide et fiable pour mesurer les paramètres spatiaux-temporels de la marche. Dans cette revue, Park et al. tout comme Lin et al. utilisent ce système. Les systèmes de feedback employés dans les études de Lee, afzal et al. et Pyo, Afzal et al. sont décrits en annexe VI et VII . Ce système a été testé chez des jeunes sujets sains afin de montrer que les paramètres de la marche mesurés avec ce système pouvaient être efficacement utilisés pour caractériser l'asymétrie et fournir un biofeedback. Mais la fiabilité intra-évaluateur de cet outil n'est pas indiquée.

Puisqu'il n'existe pas de protocole établi pour l'application des vibrations musculaires, la comparaison des effets en fonction des muscles vibrés est difficile car tous les paramètres de l'intervention ne sont pas semblables. Les prochaines études devront prendre appui sur la mise en place d'un programme de vibration détaillé et peut être standardisé.

7 Conclusion

Le but de ce travail était d'identifier si l'application de vibrations musculaires focales présente un intérêt dans la rééducation à la marche de l'hémiplégique.

Pour répondre à cette problématique, j'ai choisi les critères de jugement quantitatifs suivants : la symétrie temporelle des phases d'appuis (évaluée par un ratio entre membre sain et parétique), le Stance time du membre parétique, le Step time du côté parétique ainsi que la vitesse de marche.

La recherche sur les différentes bases de données selon un protocole rigoureux a conduit à la présentation de six études. L'analyse des résultats de ces études de type pré-test / post-test, n'autorise pas à établir des conclusions solides assurant l'intérêt des stimulations vibratoires sur les critères choisis, et de préciser la meilleure localisation pour la vibration.

Plusieurs études constatent une amélioration de la vitesse de marche et de la symétrie des appuis sous stimulation vibratoire des membres inférieurs mais ces tendances sont à prendre avec précaution étant donné les biais identifiés. Les résultats concernant le Stance time et le Step time ne permettent pas de formuler des conclusions.

Ce travail permet toutefois de montrer le potentiel des stimulations vibratoires en rééducation fonctionnelle. La vibration est une technique « bottom up » dont les principaux avantages sont la non-douleur, la facilité d'installation, l'absence d'effets secondaires négatifs et une implication passive du patient. De plus, ses effets perceptifs et sensoriels pourraient être assez spécifiques sur l'amélioration de la symétrie d'appui à la marche.

La vibration musculaire focale peut donc être envisagée comme technique de rééducation complémentaire venant enrichir les méthodes habituelles, pour encourager l'activité fonctionnelle en contrôlant les paramètres de la marche et en améliorant la capacité de marche.

Des études complémentaires incluant un plus grand nombre de patients sont nécessaires pour préciser l'efficacité réelle à court et long terme des vibrations et établir des programmes d'application précis, notamment sur les muscles à vibrer et pendant quelle phase de la marche. Pour l'instant aucun essai contrôlé randomisé avec vibration lors de la marche n'a été réalisé pour comparer ces techniques aux techniques actuelles de réhabilitation.

Les recherches pour ce travail ont mis en évidence une grande quantité d'informations disponibles dans la littérature sur les bases physiologiques de la vibration musculaire, mais finalement assez peu d'études cliniques sont menées. Il serait intéressant de déterminer les freins à l'origine de ce manque d'application clinique. Cela questionne également la quantité d'informations scientifiques nécessaire à la recommandation d'une pratique thérapeutique en clinique.

8 Bibliographie

1. Assurance maladie. Comprendre l'accident vasculaire cérébral [Internet]. ameli.fr pour les assurés. [cité 3 mai 2019]. Disponible sur: <https://www.ameli.fr/assure/sante/themes/avc/avc-comprendre>
2. Bohannon RW, Andrews AW, Smith MB. Rehabilitation goals of patients with hemiplegia: *International Journal of Rehabilitation Research*. juin 1988;11(2):181-4.
3. Hashidate H, Shiomi T, Sasamoto N. Effects of 6 Months Combined Functional Training on Muscle Strength, Postural Balance and Gait Performance in Community-dwelling Individuals with Chronic Stroke Hemiplegia. *J Phys Ther Sci*. 2011;23(4):617-23.
4. Murillo N, Valls-Sole J, Vidal J, Opisso E, Medina J, Kumru H. Focal vibration in neurorehabilitation. *Eur J Phys Rehabil Med*. avr 2014;50(2):231-42.
5. Constantino C, Galuppo L, Romiti D. Efficacy of Mechano-Acoustic Vibration on Strength, Pain, and Function in Poststroke Rehabilitation: A Pilot Study. *Topics in Stroke Rehabilitation*. 1 sept 2014;21(5):391-9.
6. Karnath HO, Christ K, Hartje W. Decrease of contralateral neglect by neck muscle vibration and spatial orientation of trunk midline. *Brain*. 1993;116(2):383-96.
7. Schindler I, Kerkhoff G, Karnath H-O, Keller I, Goldenberg G. Neck muscle vibration induces lasting recovery in spatial neglect. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*. 1 oct 2002;73(4):412-9.
8. Karnath H-O. Transcutaneous electrical stimulation and vibration of neck muscles in neglect. *Exp Brain Res*. août 1995;105(2):321-4.
9. Leplaideur S, Leblong E, Jamal K, Rousseau C, Raillon AM, Coignard P, et al. Short-term effect of neck muscle vibration on postural disturbances in stroke patients. *Exp Brain Res*. 2016;234(9):2643-51.
10. Bonan I, Chochina L, Moulinet-Raillon A, leblong E, Jamal K, Challos-Leplaideur S. Effect of sensorial stimulations on postural disturbances related to spatial cognition disorders after stroke. *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology*. 1 nov 2015;45(4):297-303.
11. INSERM. Accident vasculaire cérébral (AVC). La première cause de handicap acquis de l'adulte [Internet]. Inserm - La science pour la santé. [cité 20 mars 2019]. Disponible sur: <https://www.inserm.fr/information-en-sante/dossiers-information/accident-vasculaire-cerebral-avc>
12. Haute Autorité de Santé. Accident vasculaire cérébral : méthodes de rééducation de la fonction motrice chez l'adulte [Internet]. [cité 4 mai 2019]. Disponible sur: https://www.has-sante.fr/portail/jcms/c_1334330/fr/accident-vasculaire-cerebral-methodes-de-reeducation-de-la-fonction-motrice-chez-l-adulte

13. Guillon B, Sévin M, Hérisson F, Daumas-Duport B. Prise en charge de l'infarctus cérébral aigu. EMC - Neurologie. janv 2009;6(4):1-13.
14. Yelnik A-P, Bonan I-V, Simon O, Gellez-Leman M-C. Rééducation après accident vasculaire cérébral. EMC - Neurologie. janv 2008;5(3):1-15.
15. Didier J-P. La plasticité de la fonction motrice. Springer Science & Business Media; 2004. 482 p.
16. Rouleaud S, Gaujard E, Petit H, Picard D, Dehail P, Joseph PA, et al. Isocinétisme et rééducation de la marche de l'hémiplégique. Annales de Réadaptation et de Médecine Physique. 1 juill 2000;43(6):279-88.
17. Viel E. La marche humaine, la course et le saut: biomécanique, explorations, normes et dysfonctionnements. Paris: Masson; 2000.
18. Pelissier J, Brun V. La marche humaine et sa pathologie. Paris: Masson; 1994. 402 p. (Pathologie locomotrice et médecine orthopédique, 27).
19. Bohannon RW, Williams Andrews A. Normal walking speed: a descriptive meta-analysis. Physiotherapy. 1 sept 2011;97(3):182-9.
20. Classification Internationale du Fonctionnement (CIF) | Ecole des hautes études en santé publique (EHESP) [Internet]. [cité 31 oct 2018]. Disponible sur: <https://www.ehesp.fr/international/parteneriats-et-reseaux/centre-collaborateur-oms/classification-internationale-du-fonctionnement/>
21. Bohannon RW, Smith MB. Interrater Reliability of a Modified Ashworth Scale of Muscle Spasticity. Phys Ther. 1 févr 1987;67(2):206-7.
22. RÉFÉRENTIEL D'AUTO-ÉVALUATION DES PRATIQUES PROFESSIONNELLES EN MASSOKINÉSITHÉRAPIE [Internet]. [cité 20 mars 2019]. Disponible sur: https://www.has-sante.fr/portail/upload/docs/application/pdf/Evaluation_%20fonctionnelle_%20AV_C_ref.pdf
23. Bessou P, Dupui P, Montoya R, Pagès B. Simultaneous recording of longitudinal displacements of both feet during human walking. J Physiol (Paris). 1989 1988;83(2):102-10.
24. Olney SJ, Richards C. Hemiparetic gait following stroke. Part I: Characteristics. Gait & Posture. 1 avr 1996;4(2):136-48.
25. D'Angéli-Chevassut M, Péliissier J, Gaviria M, Micallef J, Péruchon E. Caractérisation de la marche de l'hémiplégique adulte par analyse des pressions plantaires. Annales de Réadaptation et de Médecine Physique. 1 janv 1996;39(8):515-26.
26. Peat M, Dubo HI, Winter DA, Quanbury AO, Steinke T, Grahame R. Electromyographic temporal analysis of gait: hemiplegic locomotion. Arch Phys Med Rehabil. sept 1976;57(9):421-5.

27. Wade DT, Wood VA, Heller A, Maggs J, Langton Hower R. Walking after stroke. Measurement and recovery over the first 3 months. *Scand J Rehabil Med.* 1987;19(1):25-30.
28. Olney SJ, Griffin MP, McBride ID. Temporal, Kinematic, and Kinetic Variables Related to Gait Speed in Subjects With Hemiplegia: A Regression Approach. *Phys Ther.* 1 sept 1994;74(9):872-85.
29. Hsu A-L, Tang P-F, Jan M-H. Analysis of impairments influencing gait velocity and asymmetry of hemiplegic patients after mild to moderate stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation.* 1 août 2003;84(8):1185-93.
30. Knutsson E, Richards C. DIFFERENT TYPES OF DISTURBED MOTOR CONTROL IN GAIT OF HEMIPARETIC PATIENTS. *Brain.* 1 juin 1979;102(2):405-30.
31. Holden MK, Gill KM, Magliozzi MR. Gait assessment for neurologically impaired patients. Standards for outcome assessment. *Phys Ther.* oct 1986;66(10):1530-9.
32. Nakamura R, Handa T, Watanabe S, Morohashi I. Walking cycle after stroke. *The Tohoku Journal of Experimental Medicine.* 1988;154(3):241-4.
33. Eyssette M. Dans quels délais se fait la reprise de la marche et faut-il poursuivre la rééducation au-delà du 13e mois? *Annales de Réadaptation et de Médecine Physique.* 1 janv 1997;40(3):131-7.
34. Jørgensen HS, Nakayama H, Raaschou HO, Vive-Larsen J, Støier M, Olsen TS. Outcome and time course of recovery in stroke. Part I: Outcome. The Copenhagen stroke study. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation.* 1 mai 1995;76(5):399-405.
35. Jørgensen HS, Nakayama H, Raaschou HO, Olsen TS. Recovery of walking function in stroke patients: The copenhagen stroke study. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation.* 1 janv 1995;76(1):27-32.
36. Accident vasculaire cérébral : méthodes de rééducation de la fonction motrice chez l'adulte [Internet]. [cité 31 oct 2018]. Disponible sur: https://www.has-sante.fr/portail/upload/docs/application/pdf/2012-11/11irp01_synt_avc_methodes_de_reeducation.pdf
37. Péliissier J, Pérennou D, Laassel E. Analyse instrumentale de la marche de l'hémiplégique adulte: revue de la littérature. *Annales de Réadaptation et de Médecine Physique.* 1 janv 1997;40(5):297-313.
38. Rode G, Tiliket C, Boisson D. Predominance of postural imbalance in left hemiparetic patients. *Scand J Rehabil Med.* mars 1997;29(1):11-6.
39. Duclos NC, Maynard L, Abbas D, Mesure S. Hemispheric specificity for proprioception: Postural control of standing following right or left hemisphere damage during ankle tendon vibration. *Brain Res.* 2 nov 2015;1625:159-70.

40. Wade DT, Hewer RL, Wood VA. Stroke: influence of patient's sex and side of weakness on outcome. *Arch Phys Med Rehabil.* sept 1984;65(9):513-6.
41. Denes G, Semenza C, Stoppa E, Lis A. Unilateral spatial neglect and recovery from hemiplegia: a follow up study. *Brain.* 1 sept 1982;105(3):543-52.
42. Patterson KK, Parafianowicz I, Danells CJ, Closson V, Verrier MC, Staines WR, et al. Gait Asymmetry in Community-Ambulating Stroke Survivors. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation.* févr 2008;89(2):304-10.
43. Weerdesteyn V, Niet M de, van Duijnhoven HJR, Geurts ACH. Falls in individuals with stroke. *The Journal of Rehabilitation Research and Development.* 2008;45(8):1195-213.
44. Titianova E, Tarkka I. Asymmetry in walking performance and postural sway in patients with chronic unilateral cerebral infarction. *Journal of rehabilitation research and development.* 1 oct 1995;32:236-44.
45. Platts MM, Rafferty D, Paul L. Metabolic cost of over ground gait in younger stroke patients and healthy controls. *Med Sci Sports Exerc.* juin 2006;38(6):1041-6.
46. Yelnik A. Évolution des concepts en rééducation du patient hémiplégique. *Annales de Réadaptation et de Médecine Physique.* 1 juin 2005;48(5):270-7.
47. Kim CM, Eng JJ. Symmetry in vertical ground reaction force is accompanied by symmetry in temporal but not distance variables of gait in persons with stroke. *Gait & Posture.* août 2003;18(1):23-8.
48. Norvell DC, Czerniecki JM, Reiber GE, Maynard C, Pecoraro JA, Weiss NS. The prevalence of knee pain and symptomatic knee osteoarthritis among veteran traumatic amputees and nonamputees. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation.* 1 mars 2005;86(3):487-93.
49. Roll JP, Vedel JP. Kinaesthetic role of muscle afferents in man, studied by tendon vibration and microneurography. *Experimental Brain Research [Internet].* juill 1982 [cité 11 oct 2018];47(2). Disponible sur: <http://link.springer.com/10.1007/BF00239377>
50. Cooper S. The Responses of the Primary and Secondary Endings of Muscle Spindles with Intact Motor Innervation During Applied Stretch. *Quarterly Journal of Experimental Physiology and Cognate Medical Sciences.* 10 oct 1961;46(4):389-98.
51. Brown MC, Engberg I, Matthews PBC. The relative sensitivity to vibration of muscle receptors of the cat. *The Journal of Physiology.* 1 oct 1967;192(3):773-800.
52. Hultborn H, Illert M, Nielsen J, Paul A, Ballegaard M, Wiese H. On the mechanism of the post-activation depression of the H-reflex in human subjects. *Exp Brain Res.* 1 mars 1996;108(3):450-62.

53. Ashby P, Stålberg E, Winkler T, Hunter JP. Further observations on the depression of group Ia facilitation of motoneurons by vibration in man. *Exp Brain Res.* 1 déc 1987;69(1):1-6.
54. Eklund G, Hagbarth K-E. Normal variability of tonic vibration reflexes in man. *Experimental Neurology.* 1 sept 1966;16(1):80-92.
55. Delwaide PJ. Le stimulus vibratoire en neurophysiologie clinique: Aspects physiologiques et physiopathologiques. *Revue d'Electroencéphalographie et de Neurophysiologie Clinique.* 1 oct 1974;4(4):539-53.
56. Marsden CD, Meadows JC, Hodgson HJF. OBSERVATIONS ON THE REFLEX RESPONSE TO MUSCLE VIBRATION IN MAN AND ITS VOLUNTARY CONTROL. *Brain.* 1 mars 1969;92(4):829-46.
57. Gillies JD, Burke DJ, Lance JW. Supraspinal control of tonic vibration reflex. *Journal of Neurophysiology.* mars 1971;34(2):302-9.
58. De Gail P, Lance JW, Neilson PD. Differential effects on tonic and phasic reflex mechanisms produced by vibration of muscles in man. *J Neurol Neurosurg Psychiatry.* févr 1966;29(1):1-11.
59. Goodwin GM, McCloskey DI, Matthews PBC. Proprioceptive Illusions Induced by Muscle Vibration: Contribution by Muscle Spindles to Perception? *Science.* 24 mars 1972;175(4028):1382-4.
60. Montant M, Romaguère P, Roll J-P. A new vibrator to stimulate muscle proprioceptors in fMRI. *Human Brain Mapping.* 1 mars 2009;30(3):990-7.
61. Calvin-Figuière S, Romaguère P, Gilhodes J-C, Roll J-P. Antagonist motor responses correlate with kinesthetic illusions induced by tendon vibration. *Exp Brain Res.* 1 janv 1999;124(3):342-50.
62. Karnath H-O, Reich E, Rorden C, Fetter M, Driver J. The perception of body orientation after neck-proprioceptive stimulation. *Exp Brain Res.* 1 avr 2002;143(3):350-8.
63. Albert F, Bergenheim M, Ribot-Ciscar E, Roll J-P. The Ia afferent feedback of a given movement evokes the illusion of the same movement when returned to the subject via muscle tendon vibration. *Exp Brain Res.* 1 juin 2006;172(2):163-74.
64. Eklund G. Influence of muscle vibration on balance in man. A preliminary report. *Acta Soc Med Ups.* 1969;74(3-4):113-7.
65. Roll JP, Gilhodes JC, Tardy-Gervet MF. Perceptive and motor effects of muscular vibrations in the normal human: demonstration of a response by opposing muscles. *Arch Ital Biol.* mars 1980;118(1):51-71.
66. Kossev A, Siggelkow S, Schubert M, Wohlfarth K, Dengler R. Muscle vibration: Different effects on transcranial magnetic and electrical stimulation. *Muscle & Nerve.* 1999;22(7):946-8.

67. Kemlin C, Duclos C. Des mouvements complexes induits grâce à un patron de vibrations chez des sujets hémiparétiques : l'exemple de la marche sur place. /data/revues/18770657/v55sS1/S1877065712001200/ [Internet]. 8 sept 2012 [cité 14 avr 2019]; Disponible sur: <https://www.em-consulte.com/en/article/749497>
68. Tavernese E, Paoloni M, Mangone M, Mandic V, Sale P, Franceschini M, et al. Segmental muscle vibration improves reaching movement in patients with chronic stroke. A randomized controlled trial. *NeuroRehabilitation*. 2013;32(3):591-9.
69. Paoloni M, Tavernese E, Fini M, Sale P, Franceschini M, Santilli V, et al. Segmental muscle vibration modifies muscle activation during reaching in chronic stroke: A pilot study. *NeuroRehabilitation*. 1 janv 2014;35(3):405-14.
70. Noma T, Matsumoto S, Etoh S, Shimodozono M, Kawahira K. Anti-spastic effects of the direct application of vibratory stimuli to the spastic muscles of hemiplegic limbs in post-stroke patients. *Brain Injury*. 1 janv 2009;23(7-8):623-31.
71. Wierzbicka MM, Gilhodes JC, Roll JP. Vibration-Induced Postural Posteffects. *Journal of Neurophysiology*. janv 1998;79(1):143-50.
72. Courtine G, De Nunzio AM, Schmid M, Beretta MV, Schieppati M. Stance- and Locomotion-Dependent Processing of Vibration-Induced Proprioceptive Inflow From Multiple Muscles in Humans. *Journal of Neurophysiology*. janv 2007;97(1):772-9.
73. Gaviria M, D'Angeli M, Chavet P, Pelissier J, Peruchon E, Rabischong P. Plantar dynamics of hemiplegic gait: a methodological approach. *Gait & Posture*. 1 oct 1996;4(4):297-305.
74. Tufanaru C, Munn Z, Aromataris E, Campbell J, Hopp L. Chapter 3: Systematic reviews of effectiveness. In: Aromataris E, Munn Z (Editors). *Joanna Briggs Institute Reviewer's Manual*. The Joanna Briggs Institute, 2017. Available from <https://reviewersmanual.joannabriggs.org/>.
75. Martin J. Joanna Briggs Institute 2017 Critical
Appraisal Checklist for Quasi-Experimental Studies. 2017;7.
76. Jiménez J, Bräuninger I, Meekums B. Dance movement therapy with older people with a psychiatric condition: A systematic review. *The Arts in Psychotherapy* [Internet]. 26 nov 2018 [cité 8 mai 2019]; Disponible sur: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S019745561830039X>
77. Park JM, Lim HS, Song CH. The effect of external cues with vibratory stimulation on spatiotemporal gait parameters in chronic stroke patients. *J Phys Ther Sci*. févr 2015;27(2):377-81.
78. Kawahira K, Higashihara K, Matsumoto S, Shimodozono M, Etoh S, Tanaka N, et al. New functional vibratory stimulation device for extremities in patients with stroke: *International Journal of Rehabilitation Research*. déc 2004;27(4):335-7.

79. Afzal MR, Oh M-K, Lee C-H, Park YS, Yoon J. A Portable Gait Asymmetry Rehabilitation System for Individuals with Stroke Using a Vibrotactile Feedback. *Biomed Res Int.* 2015;2015:375638.
80. Afzal MR, Pyo S, Oh M-K, Park YS, Yoon J. Evaluating the effects of delivering integrated kinesthetic and tactile cues to individuals with unilateral hemiparetic stroke during overground walking. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation.* déc 2018;15(1).
81. Lin S-I, Hsu L-J, Wang H-C. Effects of ankle proprioceptive interference on locomotion after stroke. *Arch Phys Med Rehabil.* juin 2012;93(6):1027-33.
82. Mullie Y, Duclos C. Role of proprioceptive information to control balance during gait in healthy and hemiparetic individuals. *Gait Posture.* sept 2014;40(4):610-5.
83. Kim J-H, Chung Y, Kim Y, Hwang S. Functional electrical stimulation applied to gluteus medius and tibialis anterior corresponding gait cycle for stroke. *Gait & Posture.* 1 mai 2012;36(1):65-7.
84. Lamontagne A, Malouin F, Richards CL. Contribution of passive stiffness to ankle plantarflexor moment during gait after stroke. *Arch Phys Med Rehabil.* mars 2000;81(3):351-8.
85. Leblong-Lecharpentier E, Cordillet S, plaideur SC-L, Cretual A, Bonan I. Effets des vibrations sur l'asymétrie d'appui à la marche chez l'hémiplégique vasculaire chronique : résultats préliminaires. *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology.* 1 nov 2014;44(5):497-8.
86. Vibramoov - Techno Concept [Internet]. [cité 27 avr 2019]. Disponible sur: <http://www.technoconcept.fr/shop/lang-fr/48-vibramoov.html>
87. Bento VF, Cruz VT, Ribeiro DD, Cunha JP. The vibratory stimulus as a neurorehabilitation tool for stroke patients: Proof of concept and tolerability test. *NeuroRehabilitation.* 1 janv 2012;30(4):287-93.
88. Turnbull G, Wall J. Long-term changes in hemiplegic gait. *Gait & Posture.* 1 déc 1995;3(4):258-61.
89. Jamal K, Lucas T, Leplaideur S, Honoré T, Butet S, Bonan I. Effets à long terme des vibrations répétées du muscle gluteus medius sur l'asymétrie posturale et sur la marche après un AVC chronique : étude pilote (résultats préliminaires). *Neurophysiologie Clinique.* 1 déc 2018;48(6):318-9.
90. Chen G, Patten C, Kothari DH, Zajac FE. Gait deviations associated with post-stroke hemiparesis: improvement during treadmill walking using weight support, speed, support stiffness, and handrail hold. *Gait & Posture.* 1 août 2005;22(1):57-62.
91. Detrembleur C, Dierick F, Stoquart G, Chantraine F, Lejeune T. Energy cost, mechanical work, and efficiency of hemiparetic walking. *Gait Posture.* oct 2003;18(2):47-55.

92. J. Baeza, Thoumie P, Boissinot P. Les Troubles de la marche et leur exploration. Paris: Editions Frison-Roche; 1997. 136 p.
93. Griffin M, Olney S, McBride I. Role of symmetry in gait performance of stroke subjects with hemiplegia. *Gait & Posture*. 1 sept 1995;3(3):132-42.
94. Roth EJ, Merbitz C, Mroczek K, Dugan SA, Suh WW. HEMIPLEGIC GAIT: Relationships Between Walking Speed and Other Temporal Parameters1. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*. avr 1997;76(2):128.
95. McDonough AL, Batavia M, Chen FC, Kwon S, Ziai J. The validity and reliability of the GAITRite system's measurements: A preliminary evaluation. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 1 mars 2001;82(3):419-25.

9 Annexes

SOMMAIRE DES ANNEXES :

Annexe I : **Les différentes phases du cycle de la marche**, d'après Gras, P. et al. La marche, BMC 26-013-A10, Elsevier Masson, 1996

Annexe II : 2 divisions of the gait cycle, **adapté** d'après Perry **“Gait analysis: normal and pathological function » (1992)**

Annexe III : Equations de recherche entrées dans les bases de données en novembre 2018

Annexe IV : Evaluation de la qualité méthodologique des études : « Checklist for Quasi-Experimental Studies » du Joanna Briggs Institute

(<http://joannabriggs.org/research/critical-appraisal-tools.html>)

Annexe V : Résultats de l'évaluation de la qualité méthodologique des six études incluses: avec la grille « Checklist for Quasi-Experimental Studies » du Joanna Briggs Institute.

Annexe VI : Configuration de l'appareil de feedback de l'étude de Lee, Afzal et al. de 2015 : **A Portable Gait Asymmetry Rehabilitation System for Individuals with Stroke Using a Vibrotactile Feedback**

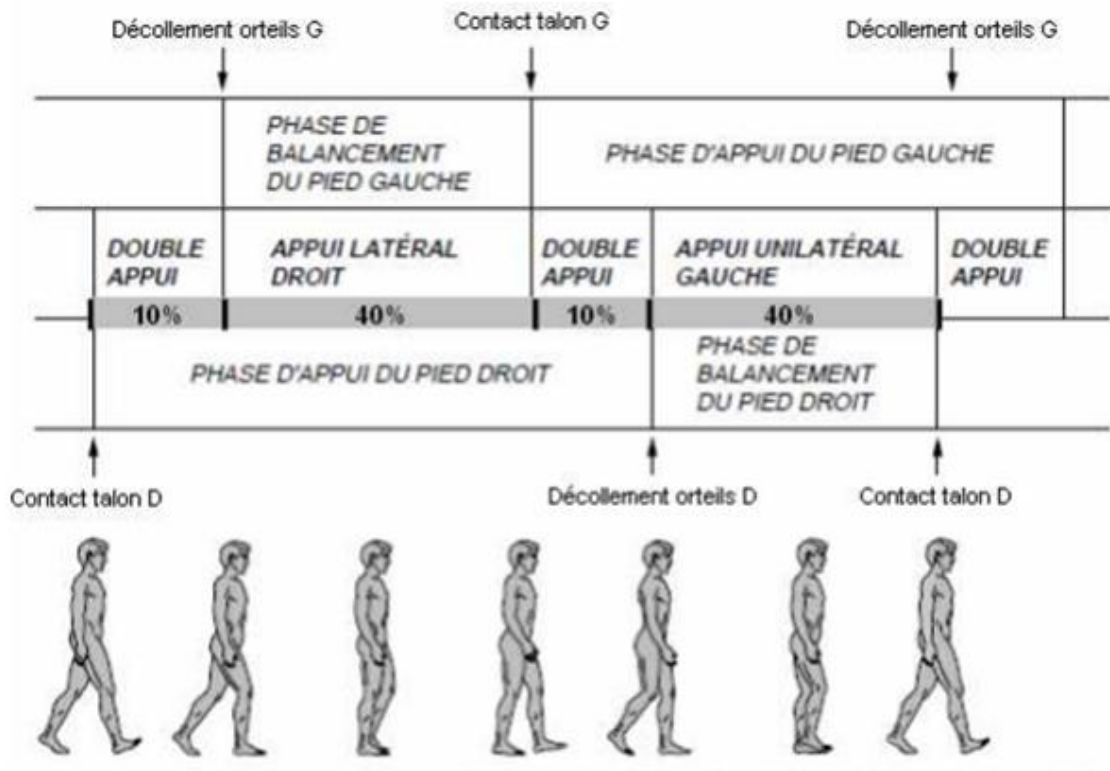
Annexe VII : Configuration de l'appareil de feedback de l'étude de Pyo, Afzal et al. de 2018 : **Evaluating the effects of delivering integrated kinesthetic and tactile cues to individuals with unilateral hemiparetic stroke during overground walking**

Annexe VIII : Résultats : tableau récapitulatif de la population

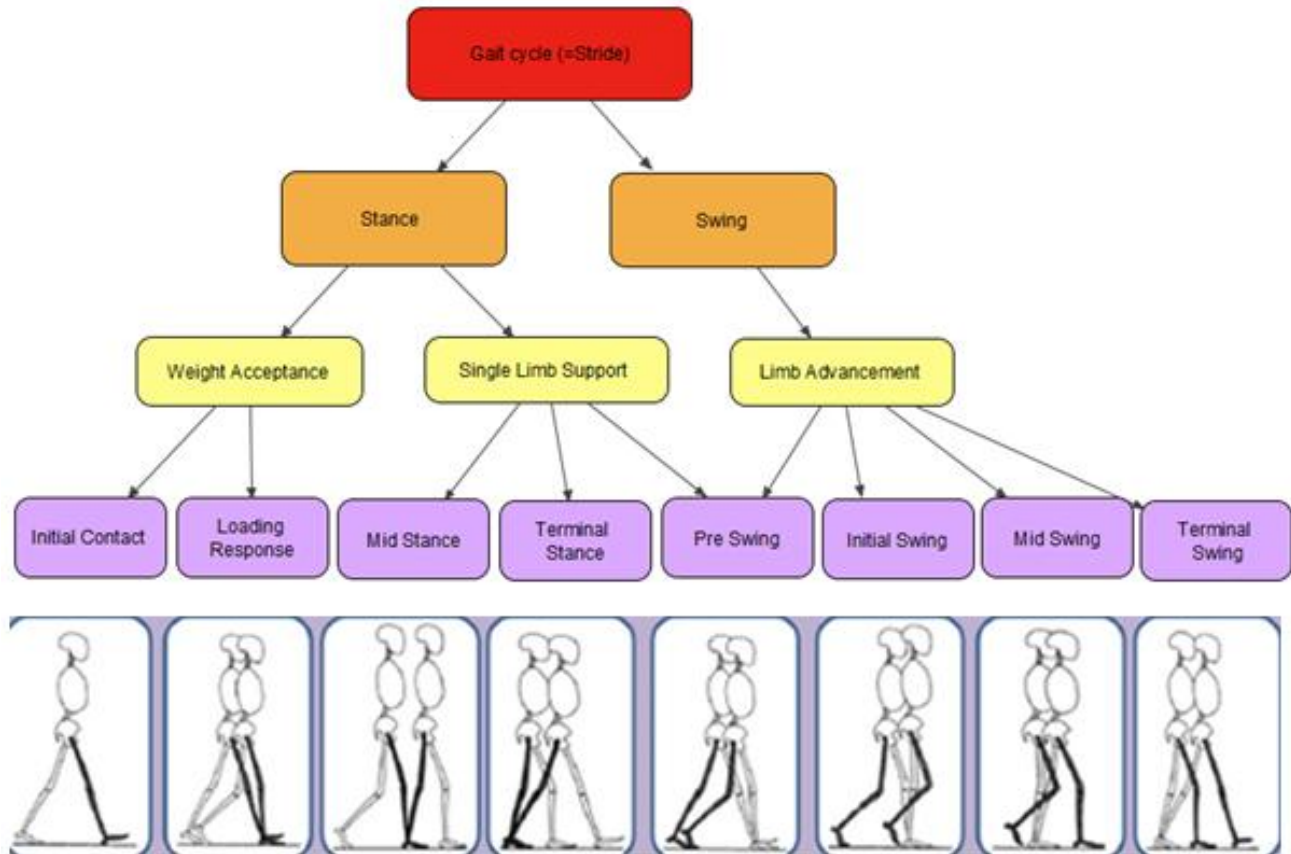
Annexe IX : Résultats : tableau récapitulatif de l'intervention

Annexe X : Résultats : tableau récapitulatif des critères de jugement

Annexe I: Les différentes phases du cycle de la marche, d'après Gras, P. et al. La marche, BMC 26-013-A10, Elsevier Masson,1996



Annexe II: 2 divisions of the gait cycle, adapté d'après **Perry** "Gait analysis: normal and pathological function » (1992)



Annexe III : Equations de recherche entrées dans les bases de données en novembre 2018

Bases de données	Equation de recherche	Résultats
PubMed	<p>((((((((((((Vibration[MeSH Terms]) OR vibrations[MeSH Terms]) OR Muscle[MeSH Terms]) OR muscle vibration[Text Word]) OR vibratory stimulation[Text Word]) OR focal muscle vibration[Text Word]) OR segmental muscle vibration[Text Word]) OR local vibration[Text Word])) AND (((((((((((gait[MeSH Terms]) OR gait disorders, neurologic[MeSH Terms]) OR neurologic gait disorder[MeSH Terms]) OR gait[Text Word]) OR gait parameters[Text Word]) OR gait ability[Text Word]) OR walk*[Text Word]) OR walking ability[Text Word]) OR stride*[Text Word]) OR march*[Text Word]) OR tread*[Text Word]) OR step*[Text Word])) AND (((((((((((stroke[MeSH Terms]) OR cerebrovascular stroke[MeSH Terms]) OR hemiplegia[MeSH Terms]) OR stroke[Text Word]) OR poststroke[Text Word]) OR post-stroke[Text Word]) OR paresis[Text Word]) OR paretic[Text Word]) OR hemipleg*[Text Word]) OR hemipar*[Text Word]) OR CVA[Text Word]) OR cerebrovascular accidents[Text Word]) OR paresis[MeSH Terms]))) NOT ((meta-analysis[Title]) OR review[Title])</p> <p>Filters activated: Humans, English, French, Adult: 19+ years</p>	612
Cochrane	<p>#1 "muscle vibration" OR "vibratory stimulation" OR "focal muscle vibration" OR "segmental muscle vibration" OR "local vibration"</p> <p>#2 MeSH descriptor: [Vibration] explode all trees</p> <p>#3 "gait" OR "gait parameters" OR "gait ability" OR "walk*" OR "step*" OR "walking ability" OR "march*" OR "step*"</p> <p>#4 MeSH descriptor: [Gait] explode all trees</p> <p>#5 "stroke" OR "stroke rehabilitation" OR "chronic stroke patients" OR "hemiplegia" OR "paralysis" OR "poststroke" OR "hemipar*" OR "paresis" OR "paretic*"</p> <p>#6 MeSH descriptor: [Stroke] explode all trees</p> <p>#7 MeSH descriptor: [Hemiplegia] explode all trees</p>	15

	#8 MeSH descriptor: [Review] explode all trees	
	#9 (#1 OR #2) AND (#3 OR #4) AND (#5 OR #6 OR #7)	
	#10 #9 NOT #8	
PEDro	Muscle vibration* gait*stroke*	53
Scopus	((<i>muscle</i> AND <i>vibration</i> OR <i>vibratory</i> AND <i>stimulation</i> OR <i>focal</i> AND <i>muscle</i> AND <i>vibration</i> OR <i>segmental</i> AND <i>muscle</i> AND <i>vibration</i> OR <i>local</i> AND <i>vibration</i>) AND (<i>gait</i> OR <i>gait</i> AND <i>parameters</i> OR <i>gait</i> AND <i>ability</i> OR <i>walk*</i> OR <i>walking</i> AND <i>ability</i> OR <i>stride*</i> OR <i>march*</i> OR <i>step*</i>) AND (<i>stroke</i> OR <i>poststroke</i> OR <i>post-stroke</i> OR <i>paresis</i> OR <i>paretic</i> OR <i>hemipleg*</i> OR <i>hemipar*</i> OR <i>cerebrovascular</i> AND <i>accidents</i> OR <i>paresis</i>)) AND NOT (<i>meta-analysis</i> AND <i>review</i> AND <i>animal</i> AND <i>child</i>) AND NOT INDEX(<i>medline</i>) AND (EXCLUDE (LANGUAGE, "German")) AND (EXCLUDE (DOCTYPE, "bk") OR EXCLUDE (DOCTYPE, "ch"))	35
Autres sources		4

Annexe IV : Evaluation de la qualité méthodologique des études : « Checklist for Quasi-Experimental Studies » du Joanna Briggs Institute
 (http://joannabriggs.org/research/critical-appraisal-tools.html)

JBI Critical Appraisal Checklist for Quasi-Experimental Studies (non-randomized experimental studies)

Reviewer _____ Date _____

Author _____ Year _____ Record Number _____

	Yes	No	Unclear	Not applicable
1. Is it clear in the study what is the 'cause' and what is the 'effect' (i.e. there is no confusion about which variable comes first)?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
2. Were the participants included in any comparisons similar?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
3. Were the participants included in any comparisons receiving similar treatment/care, other than the exposure or intervention of interest?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
4. Was there a control group?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
5. Were there multiple measurements of the outcome both pre and post the intervention/exposure?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
6. Was follow up complete and if not, were differences between groups in terms of their follow up adequately described and analysed?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
7. Were the outcomes of participants included in any comparisons measured in the same way?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
8. Were outcomes measured in a reliable way?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
9. Was appropriate statistical analysis used?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

Overall appraisal: Include Exclude Seek further info

Comments (Including reason for exclusion)

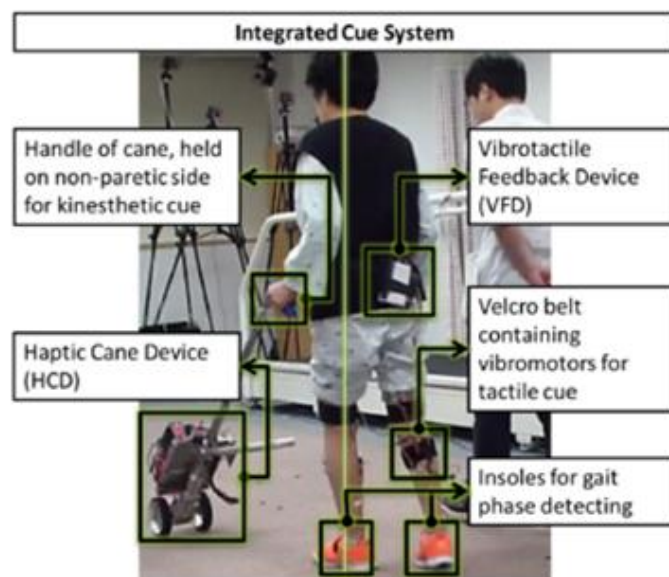
Annexe V : Résultats de l'évaluation de la qualité méthodologique des six études incluses: avec la grille « Checklist for Quasi-Experimental Studies » du Joanna Briggs Institute.

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	Total
Park et al.	yes	yes	yes	no	Not applicable	yes	yes	yes	no	6
Kawahira et al.	yes	yes	yes	no	Not applicable	yes	yes	unclear	no	5
Lee, afzal et al.	yes	yes	yes	no	Not applicable	yes	yes	unclear	yes	6
Pyo, Afzal et al.	yes	yes	yes	no	Not applicable	yes	yes	unclear	yes	6
Lin et al.	yes	yes	yes	no	Not applicable	yes	yes	yes	yes	7
Mullie et Duclos	yes	yes	yes	no	Not applicable	yes	yes	yes	yes	7

Annexe VI : Configuration de l'appareil de feedback de l'étude de Lee, Afzal et al. de 2015 : A Portable Gait Asymmetry Rehabilitation System for Individuals with Stroke Using a Vibrotactile Feedback



Annexe VII : Configuration de l'appareil de feedback de l'étude de Pyo, Afzal et al. de 2018 : Evaluating the effects of delivering integrated kinesthetic and tactile cues to individuals with unilateral hemiparetic stroke during overground walking



Annexe VIII : Résultats : tableau récapitulatif de la population

auteurs	<u>nombre patients</u>	hommes	femmes	<u>moy âge</u> (ans)	âge écart type (ans)	<u>Hémiplégie droite</u>	<u>Hémiplégie gauche</u>	<u>durée post-AVC</u> (mois)	durée post AVC écart type (mois)	phase de récup	AVC ischémique	AVC hémorragique
Park et al.	30	18	12	58	10	11	19	17	9,6	phase chronique	NA	NA
Kawahira et al.	13	9	4	58,2	9,7	9	4	63,22	108,85	phase chronique	2	11
Lee, Afzal et al.	4	3	1	64,75	8,26	2	2	NA	NA	NA	4	0
Pyo,Afzal et al.	10	6	4	57,7	10,6	7	3	2,05	0,87	phase sub aigue	5	5
Lin et al. Population 1)	16	13	3	59,6	16	8	8	53,9	49,3	phase chronique	11	6
population 2)	19	13	6	61,1	15,3	5	14	57,1	58,2	phase chronique	13	6
Mullie et Duclos	9	NA	NA	47,8	11,8	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA
TOTAL ou MOYENNE	101	62	30	58,16429		42	50	38,654			35	28

Annexe IX : Résultats : tableau récapitulatif de l'intervention

	muscle vibré	frequence (Hz)	amplitude	temps de vibration	groupe contrôle	système de mesure	consigne de marche
Park et al.	TA parétique	NA	NA	continu à la marche	Non	GAITRite	vitesse confortable choisie par le patient
Kawahira et al.	TA et MF parétique	83	NA	continu à la marche	Non	vitesse chronométrée sur 10m	aussi rapide que possible, AT de marche possible
Lee, Afzal et al. (Expérience A)	TA et triceps sural parétique	200	1,4 G	MCV: commence à l'attaque du talon et reste pendant un temps égal au temps d'appui normal du côté sain	Non	système avec semelles	Vitesse choisie par le patient, AT de marche possible (les 4 ont utilisé une canne)
Expérience B)	TA et triceps sural (parétique)	200	1,4	CV: pendant la phase oscillante (indépendant de la jambe saine)	Non	système avec semelles	vitesse choisie par le patient, AT possible
Pyo, Afzal et al.	TA et triceps sural parétique	200	1,4 G	phase oscillante du membre parétique	Non	système avec semelles	
Lin et al. 1 A)	triceps sural (tendon) côté affecté	80	1 mm	continu à la marche	Non	GAITRite	vitesse choisie par la patient
1 B)	triceps (tendon) côté sain	80	1	continu pendant la marche	Non	GAITRite	vitesse choisie par la patient
2 A)	triceps (tendon) côté affecté	80	1 mm	continu pendant la marche	Non	GAITRite	vitesse choisie par la patient
2 B)	triceps (tendon) côté sain	80	1	continu pendant la marche	Non	GAITRite	vitesse choisie par la patient
Mullie et Duclos (Expérience A)	tendon du <u>triceps sural parétique</u>	80	entre 0,5 et 1mm	<u>continu</u> pendant la marche	Non	tapis instrumentalisé	marche sur tapis roulant, vitesse choisie par le patient
Expérience B)	tendon du <u>triceps sural parétique</u>	80	entre 0,5 et 1mm	<u>phasique</u> (uniquement quand le talon est en contact avec le sol)	Non	tapis instrumentalisé	sur tapis roulant, vitesse choisie par le patient
Expérience C)	<u>muscles du cou bilatéraux</u>	80	entre 0,5 et 1mm	<u>continu</u> pendant la marche	Non	tapis instrumentalisé	sur tapis roulant, vitesse choisie par le patient
Expérience D)	<u>muscles du cou bilatéraux</u>	80	entre 0,5 et 1mm	<u>phasique</u> (uniquement quand le talon est en contact avec le sol)	Non	tapis instrumentalisé	sur tapis roulant, vitesse choisie par le patient

TA= Tibial antérieur, MF=Moyen fessier

Annexe X : Résultats : tableau récapitulatif des critères de jugement

auteurs	Temporal gait symmetry ratio					Stance time on paretic side (secondes)					Step time on affected side (secondes)				Vitesse (mètre par seconde) <i>sauf Lin et al.</i>				
	avec vibrations	écart type	p value	sans vibration	écart type	avec vibration	écart type	p valeur	sans vibration	écart type	avec vibration	écart type	sans vibration	écart type	avec vibration	écart type	p valeur	sans vibration	écart type
Park et al.	1,21	0,18	NA	1,2	0,19	NA	NA	NA	NA	NA	0,87*	0,24	0,89	0,22	0,50 *	0,17	p<0,05	0,47	0,15
Kawahira et al.	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA	0,78 *	NA	p<0,01	0,73	NA
Lee, Afzal et al. Expérience A	1,106 *	0,022	0,0493	1,22	0,076	0,902	0,042	0,1014	0,83	0,051	NA	NA	NA	NA	0,42	0,04	0,781	0,43	0,04
Expérience B	1,091*	0,039	0,0427	1,22	0,076	0,889	0,052	0,2106	0,83	0,051	NA	NA	NA	NA	0,44	0,04	0,8823	0,43	0,04
Pyo, Afzal et al.	1,076 *	0,023	0,002	1,109	0,03	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA	0,485	0,174	NA	0,456	0,164
Lin et al. Expérience 1 A	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA	0,821	0,188	0,812	0,192	0,346 (%height/s)	0,11	NA	0,346	0,107
Expérience 1 B	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA	0,814	0,194	0,812	0,192	0,349 (%height/s)	0,108	NA	0,346	0,107
Expérience 2 A	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA	0,736	0,215	0,729	0,213	0,395 (%height/s)	0,2	NA	0,399	0,19
Expérience 2 B	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA	0,733	0,21	0,729	0,213	0,403 (%height/s)	0,2	NA	0,399	0,19
Mullie et Duclos Expérience A	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA	1,34	0,14	1,34	0,13	NA	NA	NA	NA	NA
Expérience B	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA	1,35	0,14	1,34	0,13	NA	NA	NA	NA	NA
Expérience C	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA	1,28	0,08	1,34	0,13	NA	NA	NA	NA	NA
Expérience D	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA	1,33	0,12	1,34	0,13	NA	NA	NA	NA	NA

* : changement significatif par rapport à sans vibration

NOM : OLIVIER

PRENOM : Mathilde

TITRE : Intérêt des vibrations musculaires focales dans la rééducation à la marche de l'hémiplégique, revue de littérature

ABSTRACT :

Gait disorders are common after a stroke and can lead to reductions in functional capacity, independence or quality of life. Walking is therefore a priority goal of rehabilitation in physiotherapy. Focal muscle vibration acts on the central nervous system and influences postural control with sensory, motor and perceptual effects. The aim of this literature review is to determine the effect of focal muscle vibration on hemiplegic gait. The judgment criteria used are a time symmetry ratio during walking, Stance time on paretic leg, Step time on paretic side and walking speed. Databases searched included PubMed, Cochrane, Scopus and PEDRo. The "Quasi-Experimental Check List" of the Joanna Briggs Institute evaluated the methodological quality of the six studies. The quality of the studies is rather average (score = 6,2/9). Although the overall results show a trend towards improving the support symmetry as well as speed, this work does not make either the evaluation of the impact of the vibration on the Stance time or the Step time on the paretic side possible. To conclude, the walking speed is increased and the symmetry of gait seems improved but more reliable studies including more patients are needed to draw further conclusions.

RESUME:

Les troubles de la marche sont fréquents après un Accident Vasculaire Cérébral et peuvent entraîner une diminution des capacités fonctionnelles, de l'autonomie et de la qualité de vie de la personne. La marche est donc un objectif de rééducation prioritaire en kinésithérapie. Des techniques comme les vibrations musculaires focales ont des actions sur le système nerveux central et influencent le contrôle postural par des effets sensoriels, moteurs et perceptifs. Cette revue de littérature a été réalisée pour déterminer l'effet des vibrations musculaires focales sur la marche hémiplégique. Les critères de jugement retenus sont un ratio de symétrie temporelle à la marche, le Stance time côté parétique, le Step time côté parétique ainsi que la vitesse de marche. Les bases de données PubMed, Cochrane, Scopus et PEDRo ont été interrogées. La qualité méthodologique des six études retenues, évaluée par la grille « Checklist for Quasi-Experimental Studies » du Joanna Briggs Institute, est moyenne (score= 6.2/9). Les résultats globaux après analyse montrent une tendance vers l'amélioration de la symétrie des appuis à la marche ainsi que de la vitesse sous vibration des membres inférieurs. Ce travail ne permet pas d'évaluer l'impact de la vibration sur le Stance time et le Step time côté parétique. En conclusion, la vitesse de marche est augmentée sous vibration et la symétrie d'appuis à la marche semble améliorée mais davantage d'études de plus haute qualité et incluant plus de patients sont nécessaires.

KEY WORDS : Muscle vibration, Gait, Stroke, Symmetry, Rehabilitation

MOTS CLES : Vibration musculaire, Marche, Accident vasculaire cérébral, Symétrie, Rééducation