



HAL
open science

Intérêt de la stimulation rythmique auditive dans la rééducation de la marche de l'enfant paralysé cérébral

Cécile Rivet

► **To cite this version:**

Cécile Rivet. Intérêt de la stimulation rythmique auditive dans la rééducation de la marche de l'enfant paralysé cérébral. Sciences du Vivant [q-bio]. 2019. dumas-02271234

HAL Id: dumas-02271234

<https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-02271234>

Submitted on 26 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 avenue Camille Desmoulins 292380 BREST CEDEX 3–



**Intérêt de la stimulation rythmique
auditive dans la rééducation de la marche
de l'enfant paralysé cérébral**

Travail écrit de fin d'étude

Présenté en vue de l'obtention du diplôme d'état de masseur-kinésithérapeute

Soutenu en juin 2019

par

Cécile RIVET

Promotion 2015 – 2019

“ Music can lift us out of depression or move us to tears - it is a remedy, a tonic, orange juice for the ear. But for many of my neurological patients, music is even more - it can provide access, even when no medication can, to movement, to speech, to life. For them, music is not a luxury, but a necessity. ”

Oliver Sacks, Musicophilia.

Remerciements

À mon directeur de mémoire, Monsieur Rodolphe BAILLY, pour son accompagnement tout au long de ce travail, la pertinence de ses guidances et la confiance accordée dans la réalisation de mon mémoire.

À l'ensemble des patients ayant accepté de participer à cette étude.

À Monsieur Mathieu LEMPEREUR, ingénieur du laboratoire d'analyse du mouvement du CHRU de Brest, pour sa disponibilité, son implication et l'intérêt porté à ce travail de fin d'étude.

À Thibaud, Gwendal et Marie pour le prêt du matériel d'acquisition de fréquence cardiaque. À Juliette pour ses encouragements et sa relecture.

À l'ensemble de l'équipe pédagogique de l'IFMK de Brest pour leurs enseignements et leur accompagnement tout au long de ma formation. À Dominique également, pour sa bonne humeur et sa disponibilité.

À l'ensemble des professionnels rencontrés lors de mes stages qui m'ont formé, accompagné et transmis avec passion leurs connaissances, expériences, savoir-faire et l'envie d'exercer ce beau métier.

À mes amis et camarades de promotion pour ces quatre années passées ensemble. 30 belles personnes que je serai heureuse de compter parmi mes confrères de demain.

Enfin, à mes parents et mes deux frères, pour leur soutien et leur bienveillance tout au long de mes études. Particulièrement à toi maman, pour ton soutien et ton amour indéfectible et pour le temps consacré à la relecture de ce document.

Table des matières

LISTE DES FIGURES	iv
LISTE DES TABLEAUX.....	v
I. INTRODUCTION.....	1
II. MARCHÉ ET PARALYSIE CÉRÉBRALE	3
II.1. La paralysie cérébrale	3
II.1.1. Généralités (définition, épidémiologie, étiologie)	3
II.1.2. Classifications.....	4
II.2. La marche	7
II.2.1. Définition.....	7
II.2.2. Développement et prérequis de la marche	7
II.2.3. Organisation neurophysiologique de la marche.....	8
II.2.4. Le cycle de marche	9
II.2.5. Marche de l'enfant paralysé cérébral.....	11
II.2.6. Analyse de la marche.....	11
II.2.7. Rééducation de la marche	13
III. LA STIMULATION RYTHMIQUE AUDITIVE.....	14
III.1. Mécanisme neurophysiologique de la RAS.....	15
III.2. Etat actuel des connaissances sur l'utilisation de la RAS.....	17
III.3. Pistes de recherche sur l'utilisation de la RAS pour l'enfant PC	21
IV. MATÉRIEL ET MÉTHODE.....	24
IV.1. Population.....	24
IV.1.1. Critères d'inclusion	24
IV.1.2. Critères de non inclusion.....	25
IV.1.3. Critères d'exclusion	25
IV.2. Matériel utilisé et données recueillies.....	25
IV.3. Protocole.....	26
IV.4. Traitement de données.....	27
IV.5. Critères de jugement	28
IV.6. Analyse statistique.....	29
V. RÉSULTATS.....	30
V.1. Population.....	30
V.2. Faisabilité de l'étude.....	31

V.3.	Les paramètres spatiotemporels.....	32
V.3.1.	Pour la totalité de l'échantillon.....	32
V.3.2.	Résultats en fonction des caractéristiques de l'échantillon	34
V.3.3.	Symétrie des pas	35
V.4.	Les paramètres cinématiques.....	37
V.4.1.	Analyse des courbes cinématiques	37
V.4.2.	Le gait deviation index (GDI)	41
V.5.	La dépense énergétique.....	42
VI.	DISCUSSION	43
VI.1.	Analyse des résultats	45
VI.1.1.	Population	45
VI.1.2.	Faisabilité	45
VI.1.3.	Les paramètres spatiotemporels	46
VI.1.4.	Les paramètres cinématiques	53
VI.1.5.	La dépense énergétique	55
VI.2.	Limites de l'étude et pistes d'amélioration du protocole.....	56
VI.3.	Implications théoriques et cliniques	59
VII.	CONCLUSION.....	60
	BIBLIOGRAPHIE.....	62
	TABLE DES ANNEXES	I

Liste des figures

Figure 1- Schématisation simplifiée de l'organisation neurophysiologique de la marche.	8
Figure 2 - Description du cycle de marche du membre inférieur droit	10
Figure 3 – Schéma des paramètres spatiaux de la marche	12
Figure 4 – Schématisation simplifiée de l'organisation neurophysiologique de la marche avec ajout de la stimulation rythmique auditive.....	16
Figure 5 – Courbes de la cinématique du bassin dans le plan sagittal pour les différents temps de marche, comparaison entre marche avec et sans stimulation rythmique auditive.....	37
Figure 6 - Courbes de la cinématique de la hanche dans le plan transversal pour les différents temps de marche, comparaison entre marche avec et sans stimulation rythmique auditive	38
Figure 7 - Courbes de la cinématique du genou dans les plans frontal et transversal pour les différents temps de marche, comparaison entre marche avec et sans RAS.....	39
Figure 8 - Courbes de la cinématique de la cheville dans le plan sagittal pour les différents temps de marche, comparaison entre marche avec et sans stimulation rythmique auditive	40

Liste des tableaux

Tableau 1 – Caractéristiques démographiques de la population.....	30
Tableau 2 – Moyenne \pm écart-type des variables spatio-temporelles dans chaque temps de marche	32
Tableau 3 – Pourcentage d'évolution des paramètres spatiotemporels entre la marche avec stimulation par rapport à la marche sans stimulation.....	33
Tableau 4 – Moyenne \pm écart type des coefficients d'asymétrie (en %) pour chaque paramètre de marche, en fonction des temps de marche	35
Tableau 5 – Pourcentage d'évolution du coefficient d'asymétrie pour les variables spatiotemporelles entre la marche avec stimulation par rapport à la marche sans stimulation.....	36
Tableau 6 - Moyenne \pm écart-type du GDI et du coefficient d'asymétrie concernant le GDI pour chaque temps de marche.....	41
Tableau 7 – Pourcentage d'évolution du GDI et du coefficient d'asymétrie entre la marche avec stimulation par rapport à la marche sans stimulation.....	41
Tableau 9 - Pourcentage d'évolution du PCI entre la marche avec stimulation par rapport à la marche sans stimulation	42

I. INTRODUCTION

Le mouvement et la musique sont deux éléments que nous associons de manière intuitive et spontanée. En effet, qui n'a jamais tapé la mesure ou eu l'envie de danser sur de la musique en arrière-plan ? La musique aujourd'hui est partout et son utilisation au cours d'activités rythmiques telle que la course à pied est fréquente. On lui a longtemps attribué un simple rôle motivationnel. Mais, ce n'est qu'avec l'avènement des neurosciences que les recherches établissant un lien entre la musique et le mouvement se sont développées. C'est ainsi, que des concepts nouveaux tels que la stimulation rythmique auditive introduite par Thaut et al. ou la musicothérapie ont vu le jour, offrant de nouvelles possibilités en rééducation.

Thaut définit la stimulation rythmique auditive comme étant une technique de rééducation utilisant les effets du rythme sur le système moteur [traduction libre] (1). Encore peu développée, la musique et plus particulièrement le rythme est un adjuvant qui a fait ses preuves en rééducation neurologique chez l'adulte. En effet, son efficacité sur la marche des patients présentant une hémiplégie post-AVC, un syndrome parkinsonien, une maladie de Huntington ou encore un traumatisme crânien, est bien documentée (2). Parmi les effets de la stimulation rythmique auditive sur la marche, on note une amélioration significative de la cadence et de la vitesse de marche, de la longueur et de la symétrie des pas, ainsi qu'un meilleur contrôle musculaire améliorant de fait également la cinématique des membres inférieurs au cours de la marche. Cependant, l'enfant n'est pas un adulte en miniature et il est légitime de se demander si ces améliorations significatives des paramètres de marche lui sont transposables.

La paralysie cérébrale représente le handicap moteur le plus courant chez l'enfant. Elle est définie comme l'ensemble des troubles du développement des mouvements et des postures liés à des perturbations non évolutives qui se sont produites durant le développement fœtal ou le cerveau infantile [traduction libre] (3). Contrairement aux pathologies neurologiques acquises chez l'adulte évoquées ci-dessus, la paralysie cérébrale est une pathologie innée. Les personnes qui en sont atteintes développent leur schéma de marche, lorsque celle-ci est possible, avec les déficits cliniques primaires (spasticité, faiblesse musculaire, altération de la sélectivité motrice) et secondaires (contractures, déformations osseuses) associés à l'atteinte cérébrale. En kinésithérapie, nous sommes alors dans une éducation et non une rééducation à la marche, l'enfant n'ayant pas eu la possibilité de développer une marche dite physiologique.

Parmi les interventions réalisées en kinésithérapie dans l'objectif du travail de la marche, j'ai pu observer des guidances tactiles, visuelles avec notamment des repères au sol pour le placement des pieds. Les guidances auditives étaient également utilisées via des encouragements, des indications pour guider le déplacement et l'utilisation de comptines rythmées. A ce sujet, mise à part une constatation de son utilisation fréquente et d'une possible aide de l'indiciage temporel apporté par le rythme, aucun professionnel n'a pu me fournir de preuves scientifiques sur l'effet de la stimulation auditive rythmique dans la rééducation de la marche des enfants paralysés cérébraux ou sur les mécanismes pouvant expliquer son fonctionnement. Cela m'a conduite à la problématique suivante : ***quel est l'impact de la stimulation rythmique auditive sur les paramètres de marche des enfants paralysés cérébraux ?***

Les études traitant de l'effet de la stimulation rythmique auditive sur la marche dans le cadre de la paralysie cérébrale sont récentes, peu nombreuses et de faible niveau de preuve. La méta-analyse de Ghai et al en 2018 est la première sur le sujet et est en faveur de l'utilisation de la stimulation rythmique auditive pour la rééducation de la marche des patients paralysés cérébraux (4). Cependant, pour pallier aux manques de la littérature à ce sujet, les investigations sont à poursuivre.

Le but de ce travail est d'observer et de quantifier les effets immédiats de la stimulation rythmique auditive sur la marche des enfants paralysés cérébraux, tant au niveau des paramètres spatio-temporels que de la cinématique. Au vu des résultats obtenus préalablement dans le cadre de pathologies neurologiques acquises chez l'adulte et des premiers résultats concernant la paralysie cérébrale, nous formulons l'hypothèse selon laquelle la stimulation rythmique auditive permettrait une amélioration de la symétrie des pas et des paramètres spatiotemporels et cinématiques de la marche, diminuant ainsi son coût énergétique. En outre, le choix de la fréquence de stimulation adaptée à la population cible n'est que trop peu étudié dans la littérature. Ainsi, en comparant trois fréquences de stimulation (inférieure, supérieure ou égale à la cadence spontanée de l'enfant), nous cherchons également à déterminer la fréquence de stimulation la plus adaptée.

Pour ce faire, la présente étude de faisabilité et d'intérêt a été menée. Des résultats probants ouvriraient la voie à d'autres études de plus grande envergure permettant d'améliorer la puissance statistique des résultats obtenus. Dans le cadre de l'*Evidence Based Practice*, cela apporterait des preuves scientifiques soutenant l'intérêt de l'utilisation de cette technique non invasive, accessible, simple et ludique dans notre pratique clinique.

II. MARCHE ET PARALYSIE CEREBRALE

II.1. La paralysie cérébrale

II.1.1. Généralités (définition, épidémiologie, étiologie)

La paralysie cérébrale (PC) ou cerebral palsy est une pathologie qui, du fait de l'hétérogénéité des troubles et de l'avancée des connaissances sur le développement cérébral, a vu ses limites et sa définition évoluer au cours du temps. Ce terme générique regroupe les termes d'Infirmité Motrice Cérébrale (IMC) et d'Infirmité Motrice d'Origine Cérébrale (IMOC) de Guy Tardieu, encore largement utilisés en France.

La définition la plus récente, adoptée par la communauté internationale, est celle posée par Rosenbaum et coll. en 2007 : « *Cerebral palsy describes a group of permanent disorders of the development of movement and posture, causing activity limitation, that are attributed to non-progressive disturbances that occurred in the developing fetal or infant brain. The motor disorders of cerebral palsy are often accompanied by disturbances of sensation, perception, cognition, communication, and behaviour; by epilepsy, and by secondary musculoskeletal problems.* » (3).

En d'autres termes, la paralysie cérébrale se traduit par une atteinte primaire centrale, essentiellement motrice, avec des troubles persistants du mouvement et de la posture tels que des troubles du tonus musculaire, de la spasticité, une altération de la force musculaire, de la sélectivité motrice ou encore de la coordination. Ces troubles moteurs sont rarement isolés et peuvent être accompagnés de troubles associés parmi lesquels une épilepsie, une déficience sensitive, sensorielle (auditive et visuelle notamment), cognitive (déficience intellectuelle, troubles des fonctions exécutives, du comportement), ... Ces troubles associés majorent les difficultés d'apprentissage et le handicap. En outre, bien que les lésions cérébrales ne soient pas évolutives dans la paralysie cérébrale, les désordres moteurs évoqués ci-dessus engendrent des déformations musculo-squelettiques secondaires notamment à un déséquilibre musculaire agoniste/antagoniste responsable de rétractions musculo-tendineuses et entravant le pronostic fonctionnel.

D'un point de vue épidémiologique, un rapport de l'Inserm de 2004 (5) situe la prévalence de la paralysie cérébrale entre 2 et 2,5 pour 1000 en Europe, en Australie et aux Etats Unis. En France, l'incidence est sensiblement la même que dans le reste de l'Europe avec 1500 nouveaux cas chaque année pour une moyenne de 750 000 naissances (près de 2 pour 1000). De fait, la paralysie cérébrale constitue la première cause de handicap moteur chez l'enfant. Il est à noter que ces chiffres restent stables

dans le temps et ce, malgré une amélioration de la prise en charge périnatale maternelle et infantile (6).

Les lésions cérébrales à l'origine de la paralysie cérébrale peuvent se produire en pré, péri ou post natal (avant l'âge de deux ans). Les étiologies sont donc multiples parmi lesquelles la prématurité, le retard de croissance intra-utérin, les infections maternelles et fœtales, l'exposition prénatale à des toxiques (alcool, drogues, ...), les malformations, la souffrance anoxique per-partum ou encore les accidents neurologiques divers (accident vasculaire cérébral, traumatismes, ...) (5).

II.1.2. Classifications

Comme nous avons pu le voir précédemment, la paralysie cérébrale est causée par une lésion non évolutive sur un cerveau en développement. En fonction de la nature, de la localisation, de l'étendue mais également du moment d'apparition de cette lésion, les tableaux cliniques varient, ce qui explique leur grande hétérogénéité. Des classifications ont alors été établies en fonction de la topographie et du type d'atteinte mais également en fonction de l'impact fonctionnel.

Trois formes cliniques ont été établies par la SCPE (Surveillance of Cerebral Palsy in Europe) en fonction du type d'atteinte motrice (7). Ainsi, on distingue :

- La PC spastique : elle résulte d'une atteinte de la voie pyramidale, principalement observée dans le cas des naissances prématurées où l'on retrouve une leucomalacie périventriculaire avec atteinte de la substance blanche au niveau de la capsule interne. Concernant plus de 80% des cas de PC, c'est le type d'atteinte majoritaire. La spasticité, traduction de cette lésion de la voie pyramidale, est un trouble du tonus musculaire défini comme étant une réaction anormale à l'étirement, parasitant alors l'organisation des séquences motrices. Elle prédomine généralement sur les muscles fléchisseurs des membres supérieurs et sur les muscles antigravitaires des membres inférieurs. Le déséquilibre agoniste/antagoniste alors créé est à l'origine de rétractions musculo-tendineuses, entraînant des limitations d'amplitudes articulaires et des déformations musculo-squelettiques.
- La PC dyskinétique : elle résulte d'une atteinte de la voie extrapyramidale, observée en cas de lésion des noyaux gris centraux notamment. Elle concerne environ 7% des paralysés cérébraux. Un tonus musculaire fluctuant est retrouvé dans ce tableau clinique où les enfants présentent des mouvements parasites involontaires, parfois stéréotypés. La SCPE distingue au sein de cette forme de

PC deux sous-groupes que sont la forme dystonique (contraction musculaire involontaire des groupes agonistes et antagonistes) et la forme choréo-athétosique qui associe la chorée (mouvements involontaires, rapides, imprévisibles et d'amplitude variable, partant de la racine du membre) et l'athétose (mouvements lents, amples et sinueux des segments distaux).

- La PC ataxique : elle résulte d'une atteinte du cervelet et/ou des voies cérébelleuses et se caractérise par un tableau d'ataxie cérébelleuse associant une hypotonie, des troubles de la coordination du mouvement dans l'espace et dans le temps et des troubles de l'équilibre. Forme la moins répandue, elle représente 5% des PC.
- La PC mixte : elle qualifie une paralysie cérébrale dont le tableau clinique associe plusieurs des formes décrites ci-dessus sans que l'une ou l'autre ne prédomine.

Largement utilisée, la classification en fonction de la topographie de l'atteinte est cependant à prendre avec précaution car elle ne prédit pas la sévérité de l'atteinte qui peut être variable d'un membre à l'autre (7). Il est toutefois possible de classer la PC spastique en de la localisation de l'atteinte :

- PC unilatérale : l'atteinte touche un seul hémicorps. Dans de rares cas, elle peut concerner un seul membre (supérieur ou inférieur) et porte alors le nom de monoplégie. Plus répandue, l'hémiplégie, caractérisée par l'atteinte du membre supérieur et du membre inférieur homolatéral, représente 30% des PC spastiques.
- PC bilatérale : l'atteinte concerne les deux hémicorps. Les deux membres inférieurs sont systématiquement touchés (diplégie), mais une atteinte d'un (triplégie) ou des deux (quadriplégie) membres supérieurs peut également être associée.

Différentes échelles fonctionnelles permettent également de classifier la paralysie cérébrale. Parmi elles, nous développerons ici le GMFCS (Gross Motor Function Classification System) décrit par Palisano et coll en 1997 et révisé en 2007 (8,9), qui s'intéresse à la fonction motrice des membres inférieurs. Le GMFCS constitue le principal système de classification de la capacité fonctionnelle pour les enfants atteints de paralysie cérébrale. Il classe les enfants en fonction de leurs capacités dans la station assise et debout ainsi que leurs habilités motrices pour les transferts, la marche, la course et le saut. Ces niveaux, de I à V, prennent en compte l'âge de l'enfant : avant 2 ans, de 2 à 4 ans, de 6 à 12 ans et de 12 à 18 ans. Les cinq niveaux d'évaluation de la limitation fonctionnelle peuvent globalement être énoncés comme suit :

- Niveau I : Marche sans restriction de mouvement
- Niveau II : Marche sans aide technique mais avec limitation de la déambulation en extérieur
- Niveau III : Marche avec aide technique mais avec limitation de la déambulation en intérieur
- Niveau IV : Mobilité autonome avec restriction des mouvements, les déplacements se font en fauteuil roulant électrique
- Niveau V : Déplacement en fauteuil roulant manuel, poussé par un tiers

II.2. La marche

La marche constitue le moyen naturel de locomotion de l'homme, lui permettant de se déplacer dans son environnement. C'est une activité cyclique complexe, mettant en jeu un grand nombre de groupes musculaires pour assurer à la fois l'équilibre postural et le mouvement coordonné des différents segments mobilisés. Devenue automatique à la suite d'un long apprentissage, elle nécessite un dialogue sensorimoteur permanent assurant une régulation et une adaptation de la séquence motrice à l'environnement.

Au-delà de sa fonction de déplacement, la marche a une place importante dans l'autonomie d'un individu et dans sa vie sociale. Son atteinte constitue une restriction de participation majeure et altère ainsi la qualité de vie.

II.2.1. Définition

La marche peut être définie comme une activité rythmique, cyclique permettant le déplacement d'un individu dans son environnement grâce à une succession de mouvements alternés et symétriques des deux membres inférieurs. Ces mouvements sont associés à un maintien de l'équilibre postural et à un mouvement opposé de rotation des ceintures scapulaire et pelvienne. Elle se caractérise par une succession de phases de double et de simple appui, la différenciant ainsi de la course.

II.2.2. Développement et prérequis de la marche

La marche libre s'acquiert en moyenne vers l'âge de un an. Encore immature, le développement de la marche chez l'enfant nécessite de nombreux ajustements et l'acquisition d'une marche revêtant les caractéristiques cinématiques de celle de l'adulte se fait entre six et huit ans (10). Cette marche dite mature remplit les quatre critères de Sutherland que sont l'attaque du pas par le talon, le balancement des bras, la flexion de genou en début de phase d'appui et un rapport de 2,5 entre la largeur du bassin et l'écartement des chevilles (ce dernier signant une diminution du polygone de sustentation à la marche et donc une meilleure maîtrise de l'équilibre dynamique). Les paramètres spatiotemporels de la marche continuent quant à eux d'évoluer jusqu'à la fin de la croissance avec notamment une diminution de la cadence et une augmentation de la vitesse et de la longueur des pas.

En 1991, Gage définit cinq critères qu'il pose comme les prérequis à une marche dite « normale », mature, efficace (11). Ainsi, marcher nécessite, selon lui, une bonne stabilité en phase d'appui, une aisance du passage du pas en phase oscillante, un pré-positionnement correct du pied en fin de phase oscillante, une longueur du pas adaptée, ainsi qu'une bonne efficacité de cette activité grâce à la conservation de l'énergie.

II.2.3. Organisation neurophysiologique de la marche

La marche est une activité automatique qui est initiée par le contrôle volontaire et qui nécessite une organisation neurophysiologique complexe. En effet, cette dernière assure à la fois la commande musculaire permettant l'activité motrice des segments mobilisés mais également un rétrocontrôle permanent pour permettre le maintien de l'équilibre dynamique mais également pour adapter les différents paramètres de marche à l'environnement.

L'activation musculaire cyclique et coordonnée dans la marche est assurée par des structures sous-corticales, du fait du caractère automatique de cette activité. La commande corticale de la marche prend son origine au niveau des aires motrices corticales et des ganglions de la base qui vont sélectionner et planifier le mouvement à réaliser. Cette commande d'activation musculaire est transmise aux régions locomotrices subthalamique, mésencéphalique, pontique et cérébelleuse. L'activation de ces centres supra-spinaux déclenche et module les générateurs spinaux de la marche (12). Situés dans la moelle épinière, ces générateurs spinaux constituent un ensemble d'inter-neurons présentant une activité électrique rythmique. Ceux-ci font synapse avec les motoneurones correspondant et vont permettre, à partir d'inhibitions réciproques, une contraction rythmique et coordonnée des muscles agonistes et antagonistes à l'origine de la marche (13). Des voies ascendantes provenant des afférences proprioceptives, sensorielles et sensitives permettent un rétrocontrôle spinal et supra-spinal permanent de l'activité locomotrice (14). Une représentation schématique simplifiée de cette organisation est proposée en *Figure 1*.

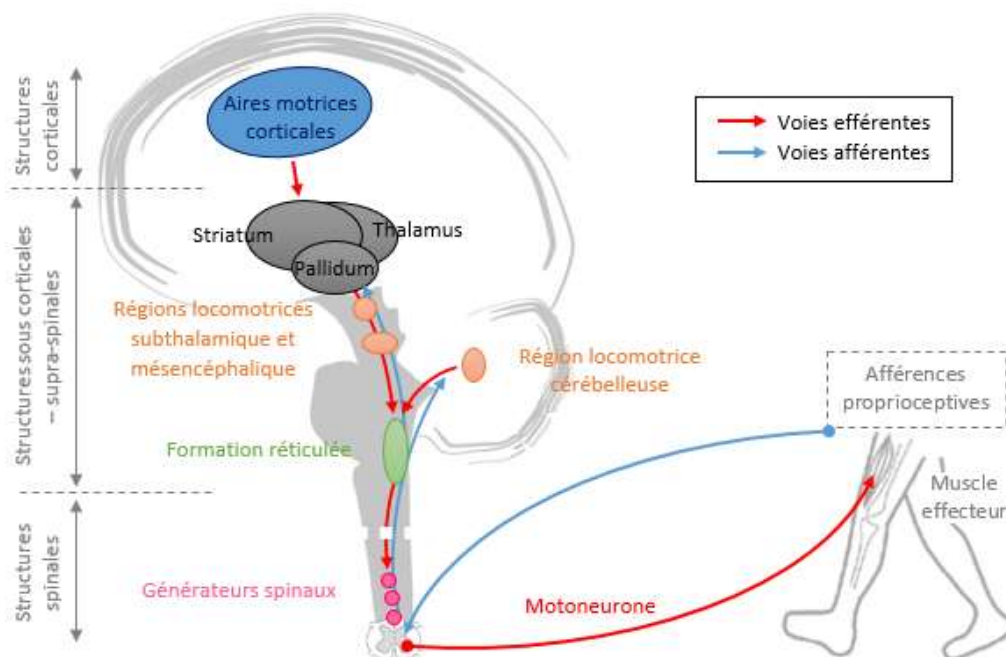


Figure 1- Schématisation simplifiée de l'organisation neurophysiologique de la marche.

II.2.4. Le cycle de marche

La marche dépend des caractéristiques intrinsèques de chaque individu. Ainsi, nous pouvons dire qu'il existe autant de façons de marcher qu'il y a de personnes marchantes. Cependant, un patron de marche commun aux individus dits sains est communément décrit.

Le cycle de marche se définit comme le temps et l'ensemble des phénomènes compris entre deux contacts successifs d'un même pied avec le sol. Il est classiquement décomposé en une phase d'appui et une phase oscillante. Les travaux de Viel (15) et Whittle (16) notamment sur le découpage du cycle de marche ont permis d'identifier sept sous-phases au sein des deux phases principales précitées. Chacune de ces divisions est normalisée en pourcentage par rapport à la durée totale du cycle de marche et se rapporte à une description précise de l'activité articulaire et musculaire (rapportée dans la *Figure 2*).

La phase d'appui (environ 60% du cycle) se caractérise par le contact du pied sur le sol. Elle commence par la phase de mise en charge qui correspond à un appui bipodal et a pour but le transfert du poids du corps afin de libérer le membre inférieur controlatéral. S'en suivent deux phases de simple appui permettant la progression du centre de gravité en arrière, au-dessus et en avant du membre portant. Enfin, la phase pré-oscillante est de nouveau une phase de double appui pendant laquelle il y a préparation de la jambe à la propulsion tandis que le transfert du poids du corps se fait sur la jambe controlatérale.

La phase oscillante (environ 40% du cycle) débute lorsque le pied quitte le sol. Elle est découpée, quant à elle, en trois sous-phases de début, de milieu et de fin d'oscillation.

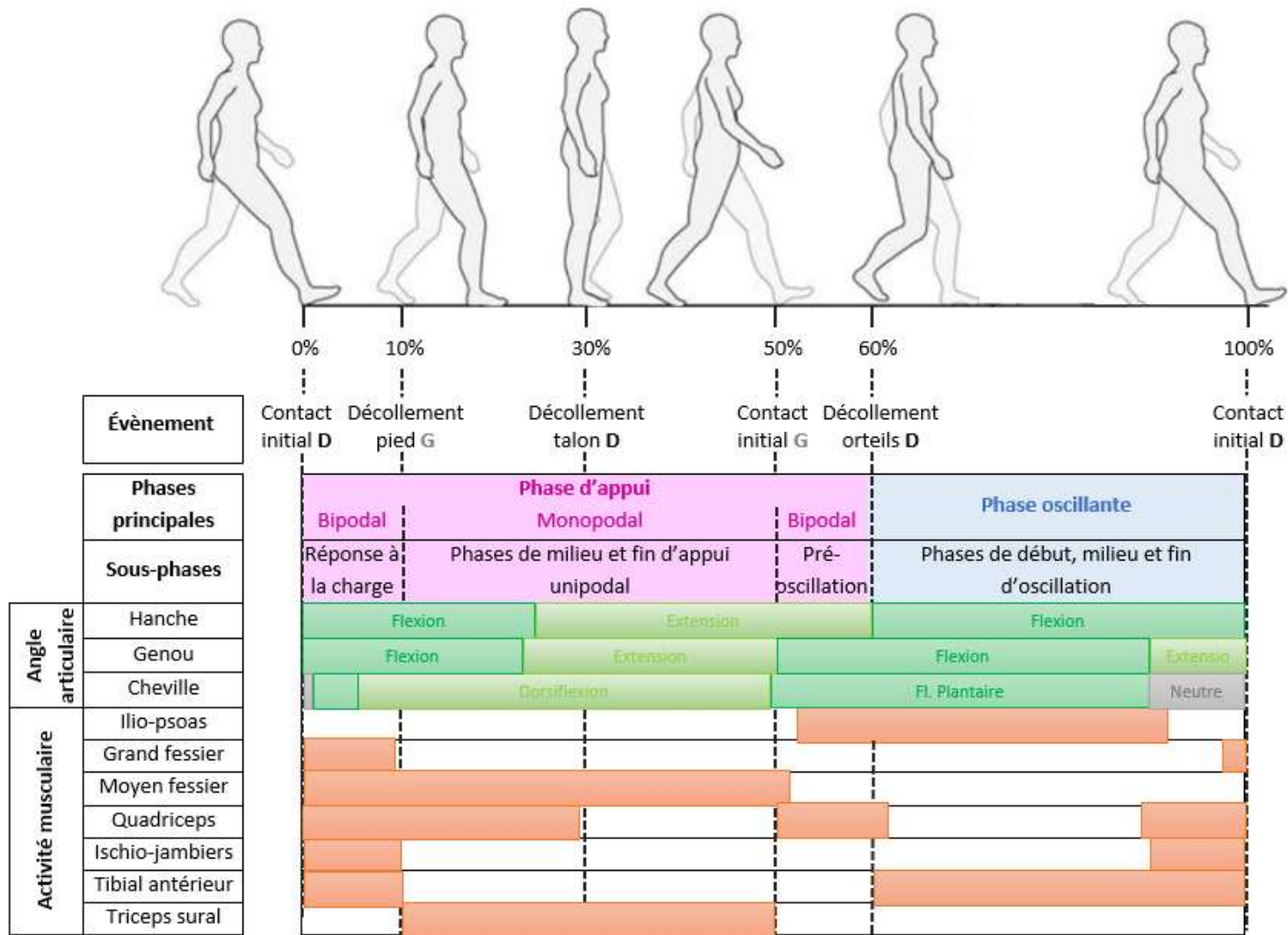


Figure 2 - Description du cycle de marche du membre inférieur droit

II.2.5. Marche de l'enfant paralysé cérébral

Une marche dite « normale » ou « typique » requiert l'intégrité de l'ensemble du système locomoteur, tant les systèmes nerveux central et périphérique que les systèmes articulaire, musculaire, sensitif et sensoriel. L'atteinte de l'un ou l'autre de ces systèmes est responsable d'altérations plus ou moins importantes du patron de marche.

D'après la SCPE, on estime à environ 70% la proportion de paralysés cérébraux qui sont en capacité de marcher, avec des déviations pathologiques majeures ou mineures par rapport au patron de marche typique vu précédemment et avec ou sans aide technique (17). Du fait de l'hétérogénéité des tableaux cliniques dans la paralysie cérébrale, les caractéristiques de la marche de ces patients sont très variables. De nombreuses classifications ont été rapportées, cependant aucune d'entre elles ne permet de couvrir l'ensemble des troubles de la marche de cette population (18).

Ceux-ci sont la conséquence concomitante de l'atteinte primaire centrale, responsable d'un déficit moteur polymorphe (perte de force musculaire, perte de sélectivité motrice, spasticité, co-contractions, etc.) mais également des déformations de l'appareil musculo-squelettique, secondaires à cette atteinte primaire, qui engendrent des rétractions musculo-tendineuses et des déformations osseuses, restreignant les amplitudes articulaires. La marche de ces enfants est donc souvent caractérisée par une instabilité posturale et des mouvements disharmonieux du ou des membres atteints. L'impact sur le coût énergétique de la marche est alors marqué : la locomotion pour un enfant PC nécessite une dépense énergétique deux à trois fois plus importante que pour un enfant sain du même âge, et ce, d'autant plus que son GMFCS est élevé (19,20).

II.2.6. Analyse de la marche

Pour évaluer la marche chez les enfants paralysés cérébraux, deux approches sont habituellement utilisées : une analyse observationnelle de la marche (lors d'un examen clinique fonctionnel ou sur enregistrement vidéo) ou une analyse instrumentale de la marche. Cette dernière, de par sa précision, son objectivité, sa fiabilité et sa validité, constitue aujourd'hui le gold standard pour l'analyse de la marche de l'enfant PC (21,22).

L'analyse instrumentale de la marche, aussi appelée analyse quantifiée de la marche (ou AQM) permet d'obtenir les paramètres spatiotemporels, cinématiques, cinétiques et électromyographiques.

Les paramètres spatiotemporels étudiés ici sont la vitesse de marche (m/s), la cadence (pas/min), la longueur et la largeur du pas (m), ainsi que la durée de la phase d'appui et de la phase oscillante (s). Leur valeur et la notion d'une symétrie droite/gauche donnent une idée des caractéristiques globales de la marche. Cependant, ils ne permettent pas d'avoir une représentation de l'organisation biomécanique du corps lors de la marche.

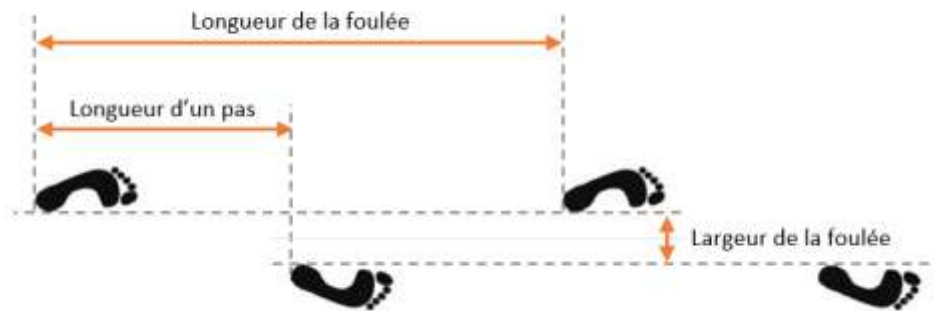


Figure 3 – Schéma des paramètres spatiaux de la marche

En complément de l'étude des paramètres spatiotemporels, l'analyse quantifiée de la marche permet également d'étudier la cinématique lors de la locomotion grâce à un système de capture du mouvement. Les mouvements relatifs des différents segments du squelette jambier dans les trois plans de l'espace sont alors rapportés sur des courbes en variation d'angle articulaire au cours du cycle de marche. Ainsi, les angles articulaires du bassin (inclinaison, obliquité et rotation pelvienne), des hanches (flexion, abduction, adduction et rotations interne et externe), des genoux (flexion) et des chevilles (flexion plantaire, dorsale et rotations) sont obtenus à tout instant du cycle de marche.

De manière à faciliter la lecture de ces données cinématiques et appréhender le mouvement dans sa complexité et non chaque courbe isolément par articulation et plan de l'espace, le *Gait Deviation Index* (GDI) a été développé en 2008 par Schwartz et al (23). Ainsi, à partir de la cinématique mesurée, le GDI calcule l'écart entre la marche de l'enfant paralysé cérébral et celle d'un enfant typique. Un GDI de 100 ou plus correspond à une marche non pathologique. Lorsque le GDI est inférieur à 100, toute diminution de 10 points du GDI correspond à une déviation standard par rapport à une marche physiologique et est considérée comme le seuil minimum cliniquement pertinent. Le GDI est donc un indicateur global de la qualité cinématique de la marche.

Les protocoles classiques d'analyse quantifiée du mouvement comprennent également l'acquisition de la force de réaction au sol et de l'activité musculaire. Cette première permet d'obtenir les paramètres cinétiques, correspondant à l'étude des forces, des moments (permettant de connaître le groupe musculaire principalement responsable du mouvement) et des puissances (renseignant sur le type de contraction concentrique, excentrique ou isométrique). L'activité électrique du muscle correspond quant à elle aux paramètres électromyographiques.

II.2.7. Rééducation de la marche

L'obtention d'une marche fonctionnelle est un objectif communément retrouvé dans la prise en charge des jeunes paralysés cérébraux du fait de son impact sur leur autonomie, leur vie sociale et de fait, leur qualité de vie. Au cœur de cette problématique, on retrouve les troubles moteurs (i.e. troubles du tonus, spasticité, déficit de force, de contrôle moteur, de coordination), responsables des déformations orthopédiques et des difficultés d'acquisition des activités fonctionnelles. En masso-kinésithérapie, un travail structurel de mobilisation, posture, renforcement est donc nécessaire. A cela s'ajoute un travail fonctionnel de contrôle postural et de motricité globale.

L'acquisition de la marche chez ces enfants, lorsque celle-ci est possible, se fait avec les troubles de la commande motrice évoqués ci-dessus. Ils développent alors des stratégies compensatoires, modifiant les paramètres du patron de marche d'un individu dit sain. Ces stratégies sont variables en fonction du type et de la topographie de l'atteinte et sont responsables d'une augmentation considérable du coût énergétique de la marche. Diverses approches sont utilisées pour améliorer les paramètres de la marche de ces enfants et donc son rendement. Cependant, aucune d'entre elle n'a montré une efficacité plus importante que les autres.

Dans sa revue systématique de la littérature sur les interventions mises en place dans la rééducation des enfants paralysés cérébraux (24), Novak et coll. montre bien que le meilleur niveau de preuve pour l'amélioration des activités motrices passe par une rééducation axée sur un but, la méthode neurodéveloppementale de Bobath et l'entraînement sur tapis de marche ne montrant pas un niveau de preuve satisfaisant. La stimulation rythmique n'est quant à elle pas mentionnée dans cette étude. Pourtant prometteuse au vu des publications sur le sujet (regroupées dans la revue systématique de Ghäi en 2018 (4)), leur faible nombre et niveau de preuve ne permet pas de conclure. D'autres études sur l'utilisation de la stimulation rythmique dans la (ré)éducation de la marche des enfants paralysés cérébraux sont donc nécessaires.

III. LA STIMULATION RYTHMIQUE AUDITIVE

L'importance des stimulations auditives et de ses interactions avec la fonction motrice ont longtemps été sous-estimées et cantonnées à un simple rôle motivationnel. L'utilisation de la musique, et plus particulièrement du rythme, dans le domaine de la rééducation s'est d'abord basée sur une approche empirique par l'observation d'une synchronisation du mouvement sur le rythme, modifiant ainsi les caractéristiques de ce mouvement. Ces constatations à la fois chez des individus dits sains mais également dans une population pathologique, sous-tendent l'existence d'un lien étroit entre les aires cérébrales motrice et auditive. De là, de nombreuses études ont tenté d'expliquer les mécanismes neuronaux à l'origine de ce phénomène et se sont intéressées aux applications possibles en rééducation. Ainsi est née la Stimulation Rythmique Auditive et plus tard, la musicothérapie neurologique.

La musicothérapie neurologique, de l'anglais Neurologic Music Therapy (NMT) se définit comme une application thérapeutique de la musique dans le cadre de pathologies neurologiques. En son sein, la notion de stimulation rythmique auditive, de l'anglais Rhythmic Auditory Stimulation (RAS) a été introduite à partir des années 90. Développée par Michael Thaut, c'est une technique de rééducation sensorimotrice définie comme « *a neurologic technique using the physiological effects of auditory rhythm on the motor system to improve the control of movement in rehabilitation and therapy* » (1). La RAS repose sur la synchronisation de la réponse motrice sur un signal sonore rythmique. Ce dernier sert de référence temporelle stable permettant une anticipation et ainsi une planification optimale du mouvement. De plus, de par leurs connexions étroites, il a été montré que l'activation des aires auditives (lors de la perception d'un signal sonore rythmique) entraîne une activation des aires motrices et ce, même en l'absence de mouvement. Ainsi, on peut dire que la RAS, en plus de permettre une anticipation du mouvement, permet également de préparer le système moteur au mouvement (25). Par ces mécanismes, il a été démontré que la stimulation rythmique a un impact non seulement sur les paramètres temporels du mouvement mais également sur les paramètres spatiaux et sur l'activité musculaire (2).

Activité rythmique par définition, la marche est naturellement un champ d'application de la stimulation rythmique auditive. Les effets de la RAS ont ainsi été étudiés en tant qu'adjuvant de rééducation pour les troubles de la marche liés à des pathologies neurologiques (2). Voyons ici les mécanismes neurophysiologiques expliquant son action et les paramètres de marche impactés en fonction des pathologies.

III.1. Mécanisme neurophysiologique de la RAS

La capacité de synchroniser une activité motrice sur un signal sonore fait appel à la notion de synchronisation sensori-motrice. Dans le cadre de la stimulation rythmique, les systèmes sensoriels auditif, visuel et proprioceptif sont capables de détecter un pattern rythmique et ce, sans effort conscient. Parmi eux, le système auditif est le plus précis et le plus rapide mais ses interactions avec le système moteur ont été initialement moins étudiées (2). Ce n'est qu'à partir des années 90 et de la mise en évidence de l'entraînement rythmique sur le mouvement humain que l'étude des connexions entre les systèmes auditif et moteur s'est développée. Thaut et coll. avaient en effet montré une synchronisation instantanée entre un mouvement demandé et le battement d'un métronome. Plus étonnant, ils ont également montré la persistance de ce verrouillage de phase entre la tâche motrice et le signal sonore lorsque le tempo est modifié, même subtilement, sans que la personne en ait conscience (26).

Avec les progrès de l'imagerie et notamment l'utilisation d'IRM fonctionnelles, les nombreuses interactions entre les systèmes auditif et moteur ont pu être mises en évidence. En effet, il a été montré que la perception d'un signal sonore rythmique entraînait non seulement une activation des aires auditives mais également des aires motrices corticales et sous-corticales, et ce, même en l'absence de mouvement (27). Grahn et Rowe ont également démontré que l'activation des aires cérébrales motrices est d'autant plus importante que la perception du rythme dans le son écouté est aisée (28). Les aires motrices corticales et sous-corticales sont en effet plus actives et la tâche motrice est plus performante avec des stimuli rythmiques simples et prévisibles.

Pour résumer, l'organisation neurophysiologique complexe à l'origine de l'activation musculaire rythmique, cyclique et coordonnée des membres inférieurs lors de la marche a été développée dans la partie précédente. Un rétrocontrôle permanent est assuré par les afférences proprioceptives, sensorielles et sensitives. L'ajout de la stimulation rythmique auditive à la marche ajoute donc un rétrocontrôle de l'activité locomotrice, modulant l'activité musculaire. A l'écoute du signal sonore rythmique, l'aire auditive s'active et détecte le pattern rythmique de manière précise et rapide. Dans le même temps, les aires motrices s'activent, ce qui va permettre une anticipation du mouvement, à l'origine de l'amélioration de la qualité de la tâche motrice (29). L'impact du rythme sur l'activation musculaire des membres inférieurs est ensuite médié au niveau des générateurs spinaux par la voie réticulo-spinale.

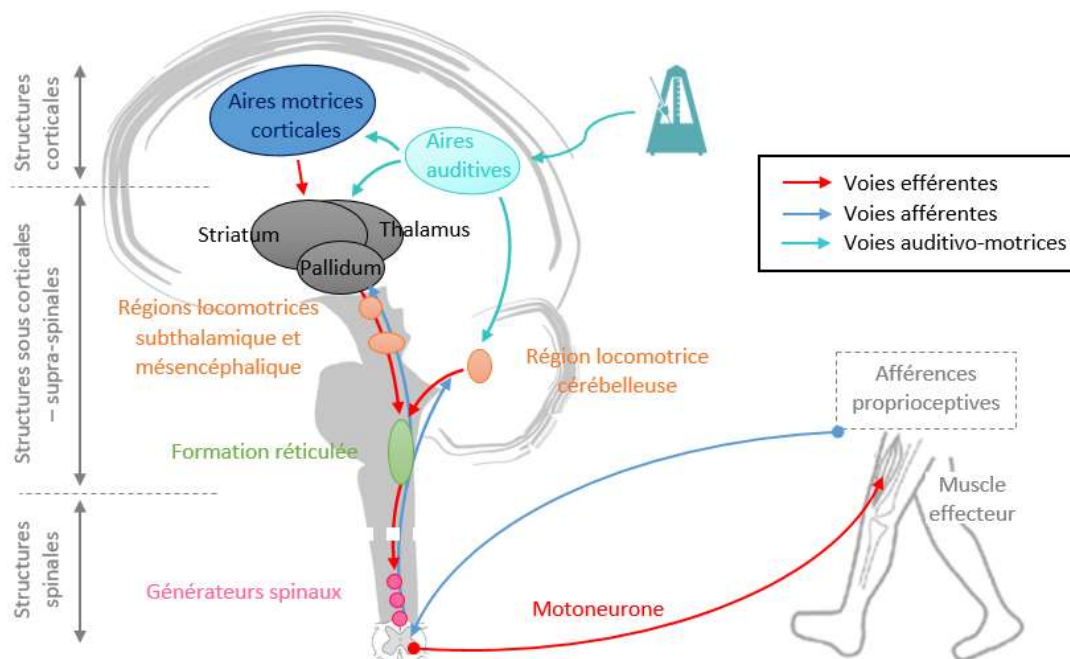


Figure 4 – Schématisation simplifiée de l'organisation neurophysiologique de la marche avec ajout de la stimulation rythmique auditive

Le traitement de l'information auditive rythmique est basé sur trois mécanismes fondamentaux expliquant les effets de la RAS sur le mouvement (1). Le premier d'entre eux correspond à ce que nous venons de développer dans les paragraphes précédents et que Thaut appelle « entrainement ». Par ce phénomène, la fréquence d'un mouvement se synchronise sur la fréquence de la stimulation auditive. Appliqué à la marche, la cadence va correspondre au tempo imposé par le métronome. Ainsi, les personnes sont en capacité de synchroniser et de stabiliser rapidement leur mouvement sur le rythme perçu et ce, sans apprentissage ou effort cognitif conscient.

Le second mécanisme expliquant les effets de la RAS est l'activation des voies auditivo-motrices. En effet, la stimulation rythmique entraîne l'activation en cascade des aires auditives et motrices corticales et sous-corticales puis, via la voie réticulospinale, des interneurons de la moelle épinière responsables de l'activation musculaire des membres inférieurs lors de la marche. Ces interconnexions entre le système auditif et le système moteur améliorent le contrôle du mouvement lors de la perception d'un indicage rythmique.

Enfin, l'indication temporelle du mouvement est le dernier mécanisme sur lequel repose la RAS. Le rythme donne en effet un repère quant à l'intervalle de temps – aussi appelé période – séparant deux stimuli. Ainsi, il procure une référence temporelle stable sur laquelle se baser et permettant de fait l'anticipation du mouvement. Appliqué à la

marche, il est classiquement demandé au patient de synchroniser l'attaque du talon avec le signal sonore donné par métronome. L'anticipation permise par le rythme permet une optimisation de l'activation musculaire améliorant ainsi de manière qualitative et quantitative les paramètres de marche.

III.2. Etat actuel des connaissances sur l'utilisation de la RAS

Les effets de la stimulation rythmique auditive ont d'abord été démontrés pour une population saine (30). Une amélioration de la symétrie des pas, de leur rythmicité et une optimisation des schémas d'activation musculaire des MI a en effet été objectivée. Pour les personnes présentant des troubles orthopédiques, Peters met en avant les effets positifs de la musicothérapie et notamment son impact sur l'optimisation de l'activation musculaire, la coordination et les paramètres spatio-temporels du mouvement (31). Ces dernières décennies, les recherches sur la stimulation rythmique auditive se sont concentrées principalement sur son impact dans la rééducation des patients présentant des pathologies neurologiques telles que la maladie de Parkinson, l'AVC ou le traumatisme crânien. Les protocoles testés se sont intéressés à l'effet immédiat de la stimulation rythmique auditive mais également aux effets à long terme, à l'issue d'un programme de rééducation de 3, 6 ou 8 semaines. Nous allons ici présenter une vue d'ensemble des résultats obtenus.

Les effets immédiats de la RAS sur la marche chez des patients atteints de pathologies neurologiques ont été démontrés. Dans le cadre d'une rééducation en post-AVC, l'utilisation de la RAS a montré une amélioration significative de la symétrie des pas et une augmentation significative de la cadence (32). De plus, Thaut a également démontré une augmentation significative de la vitesse de marche et une diminution significative de la variabilité du recrutement musculaire (33). Concernant la maladie de Parkinson, les effets immédiats de la RAS sont une amélioration significative de la vitesse et de la cadence, mais également de la longueur de la foulée (34–36). McIntosh et al. ainsi que Hausdorff et al. ont également montré une persistance de l'effet à court terme (dans les 15 minutes suivant l'arrêt de la stimulation) (34,35). Pour la rééducation de la marche des traumatisés crâniens cependant, les effets immédiats de la RAS observés quant à l'amélioration de la symétrie, de la vitesse, de la cadence et de la longueur des pas n'étaient pas statistiquement significatifs (37).

Pour l'étude des effets à long terme, Thaut propose de protocoliser les grandes étapes (1). Ainsi, tout protocole commence à minima par l'évaluation de la cadence de marche spontanée. Celle-ci correspond à la fréquence du tempo imposé par le

thérapeute. Il est ensuite demandé au patient de synchroniser l'attaque du pas sur le signal rythmique. Classiquement, on retrouve par la suite l'utilisation du principe d'augmentation graduelle du tempo par lequel le thérapeute incrémente la fréquence de stimulation de 5% en 5% pour que le changement ne soit pas perceptible et que la progression se fasse sans mise en difficulté du patient.

Les investigations menées par Thaut et coll. en 1997 et 2007 se sont intéressées aux effets de la RAS au terme d'un programme de rééducation de la marche (de trois semaines pour le premier et de six semaines pour le second) pour des patients ayant subi un AVC (38,39). Une augmentation significative de la symétrie, de la vitesse et de la longueur des pas a ainsi été démontrée. De plus, une diminution significative de la variabilité du schéma d'activation musculaire a également été rapportée au terme du programme de rééducation avec stimulation rythmique auditive. Des effets à long terme de la RAS sur les paramètres de marche ont également été démontrés pour la maladie de Parkinson. Au terme de programmes de rééducation de trois à huit semaines selon les études, une amélioration significative de la vitesse, de la cadence et de la longueur des pas a pu être observée (40–43). De plus, par l'étude des paramètres électromyographiques, Miller et McIntosh ont démontré une diminution significative de la variabilité et de l'asymétrie de l'activation des muscles tibial antérieur et gastrocnémien (40,42). Ces effets à long terme ne semblent toutefois être maintenus que pour une durée de trois à quatre semaines (42). Quant aux patients traumatisés crâniens, l'intérêt sur le long terme de la stimulation rythmique auditive a été étudié chez eux après un programme de cinq semaines de rééducation. Les résultats ont montré une amélioration significative de la vitesse, de la cadence et de la longueur des pas (37).

Les modifications globales sur le patron de marche tant au niveau des paramètres spatio-temporels et cinématiques qu'au niveau de l'activation musculaire montrent que la contribution de la RAS au contrôle moteur est bien plus importante qu'un simple rôle de pacemaker de la marche auquel elle a été longtemps cantonnée. Des effets similaires de la RAS sur la marche ont également été démontrés pour d'autres pathologies neurologiques comme la sclérose en plaques (44), les lésions incomplètes de la moelle épinière (45) ou encore la maladie de Huntington (46).

Toutefois, les pathologies pré-citées sont des pathologies neurologiques acquises. De fait, la RAS est ici un adjuvant dans un but de rééducation d'une tâche motrice initialement acquise. La paralysie cérébrale est quant à elle, par définition, une pathologie qui s'acquiert en périnatal ou dans les deux premières années de vie. La marche se développe alors, lorsque cela est possible, avec les troubles associés à l'atteinte cérébrale. Voyons donc si la RAS fonctionne également dans l'optique d'un

nouvel apprentissage moteur (i.e. la marche) et si les effets observés pour les pathologies neurologiques acquises sont transposables à la paralysie cérébrale.

La première étude sur le sujet remonte à la fin des années 90 où Thaut et al. avaient montré que les enfants atteints de PC spastique pouvaient synchroniser leurs pas avec un indigage sonore rythmique. En outre, ils avaient mis en évidence des effets immédiats de la RAS sur la symétrie des pas mais aussi sur la cadence et la longueur de la foulée, augmentant ainsi la vitesse de marche. Ils ont également recherché les effets à long terme à la suite d'un programme de trois semaines avec 30 minutes quotidiennes de rééducation avec RAS dont le tempo augmentait de 5% par semaine. Les résultats ont montré une amélioration de la vitesse de marche et de la cinématique de la hanche et du genou sans indiquer si elle était significative (47).

En 2018, Ghai et al. ont publié une revue systématique et une méta-analyse sur les effets de la stimulation rythmique auditive sur la marche dans la paralysie cérébrale (4). Il s'agit de la première revue systématique sur le sujet. Il en ressort un effet positif de la RAS sur les paramètres spatiotemporels et cinématiques de la marche des adultes et enfants atteints de paralysie cérébrale. En effet, dans leur méta-analyse, Ghai et al. mettent en évidence une amélioration significative globale de la cadence, de la vitesse de marche et de la longueur des pas. La cinématique semble également être affectée positivement par la stimulation rythmique auditive avec une amélioration significative du Gait Deviation Index et de la cinématique du genou et de la cheville.

Cependant, sur les neuf études contrôlées et randomisées ici analysées, les cinq études sur une population pédiatrique incluses dans la revue systématique de Ghai présentent une grande hétérogénéité dans les protocoles réalisés. En effet, chronologiquement, vient d'abord l'étude de Kwak en 2007 qui compare les paramètres spatiotemporels de la marche de 3 groupes de 10 enfants atteints d'une paralysie cérébrale de type spastique avant et après 3 semaines avec 30 minutes de rééducation quotidiennes (48). Le premier et le deuxième groupe ont suivi un programme de rééducation de la marche avec une RAS dont la fréquence augmentait de 5% par semaine, l'une réalisée par un musicothérapeute, l'autre en autonomie à l'aide d'enregistrements fournis avec le bon tempo. Le groupe contrôle a quant à lui eu une rééducation « conventionnelle », sans RAS. Les résultats montrent une amélioration de la vitesse, de la cadence et de la longueur des pas pour les groupes ayant suivi une rééducation avec RAS par rapport au groupe contrôle. Ces résultats sont plus marqués pour le groupe dirigé par le thérapeute que pour le groupe en autonomie. Baram et Lenger en 2012 se sont quant à eux intéressés à la comparaison d'un feedback visuel et d'un feedback auditif des pas d'enfants paralysés cérébraux et d'enfants sains (49).

La vitesse de marche et la longueur des pas ont été mesurées avant et après quatre allers retours sur une distance de 10 mètres avec les dispositifs de feedback. Les enfants paralysés cérébraux ont significativement augmenté leur vitesse de marche et la longueur des pas, et ce, de manière un peu plus importante avec le feedback auditif. En 2012, Varsamis a mené une étude sur une population composée de 18 enfants présentant un retard mental dont 4 paralysés cérébraux de type tétraplégique spastique (50). Le nombre de pas par minute (i.e. la cadence), la fréquence cardiaque et la durée d'exercice ont été évalués avant et après une séance d'entraînement sur stepper avec et sans stimulation rythmique auditive donnée par métronome. Dans cette étude le tempo du stimulus rythmique était inférieur à la cadence évaluée en amont de l'exercice. Comparé au groupe n'ayant pas suivi de RAS, le groupe s'étant entraîné avec un métronome a augmenté significativement sa durée d'exercice et, de manière non significative, son nombre total de pas. Il a également diminué significativement son rythme cardiaque moyen. L'étude de Wang en 2013 compare la vitesse de marche avant et après un programme de six semaines consistant en un exercice de lever de chaise avec une résistance, avec ou sans musique rythmée (51). Il note alors une amélioration de la fonction motrice globale plus importante avec stimulation auditive mais pas de résultat significatif sur la marche. Enfin, Jiang (2013) a étudié les effets immédiats et la rétention à court terme de la RAS sur la marche de 9 enfants paralysés cérébraux spastiques (52). Chaque enfant a réalisé une session de 30 minutes par semaine pendant trois semaines. A chaque session, les enfants ont marché sans stimulation puis avec stimulation rythmique à une fréquence égale et supérieure de 5% à la cadence spontanée puis de nouveau sans stimulation auditive. La cadence, la vitesse de marche et la longueur des pas ont chaque fois été mesurées. Les résultats montrent une augmentation significative de la vitesse et de la longueur des pas. L'augmentation significative de la cadence au cours de trois semaines de protocole met en évidence un mécanisme d'apprentissage avec la RAS. Ces résultats sont toutefois à modérer du fait de la faible taille de l'échantillon.

Ainsi, bien que la revue systématique de Ghai soit en faveur de l'utilisation de la RAS dans la paralysie cérébrale, en s'intéressant plus précisément au contenu des protocoles des études concernant une population pédiatrique, on s'aperçoit qu'il existe une grande hétérogénéité dans (1) la topographie d'atteinte de la population étudiée (PC unilatérale ou bilatérale) ; (2) le type d'effet étudié, c'est-à-dire si la recherche s'est intéressée à un effet immédiat de la stimulation rythmique auditive ou à un effet de rétention à court terme après une séance unique avec RAS ou au terme d'un programme de trois semaines ; (3) le type d'intervention choisie qui varie entre un entraînement à la marche, l'utilisation d'un stepper ou encore d'un exercice de lever de chaise ; (4) le choix de la

stimulation rythmique, qu'elle corresponde à la stimulation rythmique auditive telle que définie par Thaut (1) ou utilisée en feedback sensoriel ; (5) la fréquence de stimulation choisie : égale, supérieure ou inférieure à la cadence spontanée de l'enfant ; et enfin (6) les variables analysées : quatre études se sont intéressées à la vitesse de marche, trois à la cadence, trois à la longueur des pas et une à l'endurance. De plus, à notre connaissance, aucune étude ne s'est encore intéressée à l'impact de la RAS sur la cinématique et la dépense énergétique de la marche des enfants présentant une paralysie cérébrale.

III.3. Pistes de recherche sur l'utilisation de la RAS pour l'enfant PC

L'état des lieux de la littérature scientifique, réalisé ci-dessus, sur l'utilisation de la RAS dans la rééducation de la marche des enfants paralysés cérébraux a permis d'identifier des résultats qui demandent à être approfondis et des axes de recherche qui n'ont pas encore été étudiés. Ainsi, cette étude a été réalisée dans le but de répondre à la problématique suivante : *quel est l'impact de la stimulation rythmique auditive sur les paramètres de marche des enfants paralysés cérébraux ?*

Pour y parvenir, nous allons, dans la suite de ce travail, aborder les questions de recherche suivantes :

1. Dans quelle mesure les paramètres spatiotemporels de la marche que sont la cadence (en pas/min), la vitesse (en m/sec), la longueur des pas et la largeur de la foulée (en m) et la durée des phases d'appui et d'oscillation (en pourcentage du cycle de marche) sont-ils impactés par la stimulation rythmique auditive ?
2. Dans quelle mesure la cinématique du bassin, des hanches, des genoux et des chevilles est-elle impactée par le recours à une stimulation rythmique auditive lors de la marche ?
3. La symétrie des pas entre les membres inférieurs droit et gauche est-elle améliorée avec l'utilisation de la stimulation rythmique auditive ? Si oui, pour quel(s) paramètre(s) de marche ?
4. La RAS permet-elle une diminution du coût énergétique de la marche ?
5. Existe-t-il une fréquence de stimulation – supérieure, inférieure ou égale à la cadence spontanée – ayant un impact plus important et qui serait donc plus adaptée dans la rééducation d'une population d'enfants paralysés cérébraux ?
6. Au sein d'une population d'enfants paralysés cérébraux, existe-t-il des sous-groupes qui seraient plus répondeurs à l'utilisation de la stimulation rythmique

auditive en fonction (1) de la topographie de l'atteinte (unilatérale ou bilatérale), (2) du niveau de motricité globale (GMFCS), (3) de l'âge de l'enfant ?

Pour répondre à ces questions de recherche et au vu des données retrouvées dans la littérature sur les effets de la stimulation rythmique dans le cadre de pathologies neurologiques, nous émettons les hypothèses suivantes :

1. La stimulation rythmique auditive permet une variation de la cadence proportionnelle à la fréquence de stimulation imposée. On suppose également une amélioration des autres paramètres spatiotemporels, soit une augmentation de la vitesse et de la longueur des pas, une diminution de la largeur de la foulée et une amélioration de la symétrie des temps des phases d'appui et d'oscillation entre les membres inférieurs (avec donc une augmentation de la durée de la phase d'appui en pourcentage du cycle de marche pour le membre le plus atteint associé à une augmentation relative de la durée de la phase oscillante).
2. Concernant la cinématique, on émet l'hypothèse d'une normalisation de la cinématique de la marche avec une augmentation du GDI. Conformément aux données retrouvées dans la littérature, on suppose un impact plus important de la stimulation rythmique sur les articulations proximales. Ainsi, au niveau articulaire, on imagine une diminution de l'antéversion du bassin, une augmentation de l'extension de hanche permettant une augmentation du pas postérieur et par là même une augmentation de la longueur des pas et une augmentation de la flexion de hanche associée à une flexion de genou lors de la phase oscillante pour faciliter le passage du pas souvent difficile du fait de la présence d'un équin.
3. Du fait de l'amélioration des paramètres de marche supposée ci-dessus, nous émettons l'hypothèse d'une diminution du coût énergétique de la marche avec la stimulation rythmique auditive.
4. Nous supposons un meilleur impact de la stimulation rythmique pour des fréquences supérieures à la cadence spontanée en imaginant qu'elles majorent l'augmentation de la vitesse de marche, ce qui faciliterait d'avantage l'équilibre dynamique.
5. Enfin, nous supposons que l'effet de la stimulation rythmique est d'autant plus important que les altérations du schéma de marche sont importantes. Ainsi, nous émettons l'hypothèse d'un impact plus important pour les atteintes bilatérales par rapport aux atteintes unilatérales (bien que la topographie ne préjuge en rien de la gravité de l'atteinte), plus important également pour un GMFCS 2 par rapport

à un GMFCS 1. Concernant l'âge des enfants, en supposant une meilleure synchronisation de l'attaque du pas avec la stimulation rythmique pour les participants les plus grands, nous émettons l'hypothèse de meilleurs résultats de la RAS pour ce groupe d'âge.

La suite de l'étude a pour but la présentation du protocole de recherche et du choix de l'analyse des données pour répondre aux différentes questions de recherche émises. Les résultats obtenus seront ensuite présentés, analysés et mis en perspective au regard des données de la littérature. Ceci permettra de confirmer ou infirmer les hypothèses que nous venons d'émettre quant aux effets immédiats de la stimulation rythmique sur les paramètres de marche de l'enfant paralysé cérébral.

IV. MATÉRIEL ET MÉTHODE

Cette étude pilote a été pensée afin d'explorer les effets immédiats de la stimulation rythmique auditive sur les paramètres spatiotemporels et cinématiques de la marche. C'est une étude exploratoire de faisabilité et d'intérêt qui, si elle apporte des résultats probants, pourrait servir de base à d'autres études de plus grande envergure pour investiguer les effets immédiats mais également à long terme de la stimulation rythmique auditive dans le cadre de la rééducation de la marche de l'enfant paralysé cérébral.

IV.1. Population

Les données des analyses de la marche ont été obtenues à partir de 14 enfants paralysés cérébraux, âgés de 7 à 16 ans. Le recrutement des patients a été fait parmi les enfants ayant une analyse quantifiée de la marche planifiée au laboratoire d'analyse du mouvement du CHRU de Brest entre les mois de septembre 2018 et janvier 2019.

Cette étude a été conçue comme étant une étude observationnelle, c'est-à-dire qu'elle vise à évaluer l'effet d'une seule thérapeutique (i.e. la stimulation rythmique auditive). L'étude a été menée sans groupe témoin, le patient étant son propre témoin. Les comparaisons sont alors faites en intra-individuel. Ainsi, pour chaque patient, les résultats obtenus avec stimulation auditive sont comparés à ceux obtenus sans.

IV.1.1. Critères d'inclusion

Les patients sont inclus dans l'étude après signature du formulaire d'information et de consentement par leur parent ou représentant légal (*Annexe 1*).

Les enfants inclus présentent une paralysie cérébrale et doivent être âgés entre 6 et 18 ans. Dans le cadre d'une étude exploratoire, le type de paralysie cérébrale n'est pas un facteur limitant, tant au niveau de la topographie qu'au niveau du type d'atteinte.

Pour être inclus, les enfants doivent présenter un GMFCS de niveau I ou II et leur périmètre de marche doit être supérieur ou égal à 400 mètres (correspondant à quatre fois cinq allers retours sur une distance de 10 mètres). En outre, l'enfant doit avoir des capacités de compréhension évaluées comme étant normales.

IV.1.2. Critères de non inclusion

Les critères de non inclusion correspondent aux critères ne permettant pas au patient d'être inclus dans l'étude. Il ne faut pas que l'enfant présente une déficience auditive ou qu'il ait des difficultés attentionnelles.

IV.1.3. Critères d'exclusion

Les critères d'exclusion correspondent aux critères faisant sortir le patient de l'étude, après son inclusion. Ainsi, si au décours de la session d'analyse quantifiée du mouvement, l'enfant présente des difficultés attentionnelles ou s'il y a apparition de fatigue ou de douleur, la session est interrompue et le patient est exclu de l'étude.

En outre, en post traitement, si la cadence spontanée calculée diffère de plus de 5% par rapport à la cadence mesurée réelle de l'enfant, ses résultats sont exclus. En effet, c'est sur le calcul de la cadence spontanée que le reste du protocole repose : s'il est erroné, la fréquence de stimulation rythmique appliquée dans le cadre de la RAS ne correspond pas aux fréquences de stimulation que nous souhaitons tester, c'est-à-dire égale, supérieure de 5% et inférieure de 5% à la cadence spontanée de l'enfant.

IV.2. Matériel utilisé et données recueillies

Détaillée dans le paragraphe II.2.6., l'analyse quantifiée de la marche (AQM) permet d'obtenir les paramètres spatiotemporels, cinématiques, cinétiques et électromyographiques. Seuls les paramètres spatiotemporels et cinématiques seront ici étudiés.

L'AQM est réalisée au sein du laboratoire d'analyse du mouvement du CHRU de Brest dans une pièce dont la longueur permet au patient de marcher sur une distance de 10 mètres en ligne droite. Un système opto-électronique de capture du mouvement avec 15 caméras infra-rouges VICON® permet une mesure des paramètres spatiotemporels et de la cinématique des mouvements grâce aux 16 marqueurs réfléchissants placés en regard des épines iliaques antéro et postéro supérieures, des cuisses, des genoux, des tibias, des chevilles, des talons et des avant-pieds du sujet. Egalement, trois plate-formes de force AMTI® OR6 Series Force Plate intégrées au sol sont utilisées pour l'obtention des données cinétiques. L'activité musculaire est quant à elle mesurée à l'aide de 10 électrodes cutanées placées en regard du droit fémoral, du vaste latéral, du semi-membraneux, des gastrocnémiens et du tibial antérieur, sur chacun des membres inférieurs. Un électromyogramme de surface est ainsi obtenu.

Pour mesurer la fréquence cardiaque, marqueur indirect de la dépense énergétique, un cardiofréquencemètre (POLAR® H10 Heart Rate Sensor) est utilisé.

Une caméra additionnelle (CANON®) a été ajoutée de manière à obtenir une image avec le son. Ainsi, il est possible de connaître le temps nécessaire à l'enfant pour synchroniser ses pas avec le son du métronome.

La stimulation rythmique auditive est donnée par un métronome électronique (application mobile B'Métronome, version 0.9.16), dont le son est amplifié à l'aide d'une enceinte.

IV.3. Protocole

A l'arrivée au laboratoire d'analyse du mouvement, l'étude est expliquée à l'enfant et son accompagnateur. Le formulaire d'information et de consentement (*Annexe 1*) est distribué.

L'acquisition de la fréquence cardiaque au repos est réalisée en décubitus dorsal, pendant que les électrodes électromyographiques sont positionnées sur le patient. Une fois les électrodes EMG et les capteurs AQM placés, la calibration est réalisée.

Le premier temps de marche est constitué par l'analyse habituelle de la marche, correspondant au suivi clinique de l'enfant. Il lui est demandé de réaliser 5 allers retours en ligne droite sur une distance de 10 mètres. Pendant ce temps, la cadence moyenne spontanée de l'enfant est calculée visuellement en dénombrant les pas et le temps mis par temps de marche, puis en convertissant le résultat obtenu en nombre de pas par minute.

Par la suite, trois temps de marche avec stimulation rythmique auditive sont demandés à l'enfant. La fréquence du métronome varie pour chacun de ces temps de marche. Une session est réalisée avec une fréquence correspondant à la cadence spontanée de marche de l'enfant. Les 2 autres la font varier avec une augmentation ou une diminution de la fréquence de 5% par rapport à la cadence spontanée. Une fois le métronome lancé à la fréquence voulue, l'enfant doit marcher en essayant de synchroniser l'attaque de son talon avec le beat. Pour limiter un biais par phénomène d'apprentissage, ces 3 temps de marche sont attribués de manière aléatoire à chacun des patients.

Le choix d'une variation de 5% de la fréquence correspond aux recommandations de Thaut (1) qui préconise en effet une augmentation graduelle de la fréquence de

stimulation de 5% en 5% à partir de la cadence spontanée de marche de manière à ce que ce changement ne soit pas perceptible. De plus, le choix dans ce protocole de tester les effets de la stimulation rythmique sur les paramètres de marche pour une fréquence de stimulation inférieure à la cadence spontanée est lié à un manque dans la littérature à ce sujet.

En plus d'une consigne orale de synchronisation de l'attaque des pas avec le métronome, l'investigateur a, pour chaque enfant, réalisé lui-même la tâche demandée sur une distance de 10 mètres environ (un aller) pour montrer à l'enfant comment faire. Pour vérifier leur bonne compréhension, les participants à l'étude ont pu, pour chaque fréquence de stimulation, s'entraîner à marcher avec le métronome sans que cela ne soit enregistré et ce, sur maximum deux aller-retour (pour limiter l'effet d'apprentissage). De manière à respecter la fatigabilité de l'enfant, des temps de repos entre chaque temps de marche sont proposés.

De plus, de manière à obtenir un retour des participants à l'étude quant à leur ressenti sur l'utilisation de la stimulation rythmique auditive lors de la marche, une auto-évaluation sur une échelle de un à dix était demandée. Pour chaque session de marche (sans stimulation ou avec stimulation rythmique aux différentes fréquences), l'enfant devait évaluer sa performance selon deux critères : la facilité ressentie pour synchroniser l'attaque des pas sur la stimulation (ou l'aisance de la marche le cas échéant) et la satisfaction au sujet de sa marche.

Enfin, un bilan clinique a ensuite été réalisé pour recueillir les caractéristiques anthropométriques du patient (taille, poids, mesure des segments cruraux). Un bilan des amplitudes articulaires passives et un bilan musculaire regroupant les aspects qualitatifs et quantitatifs des groupes musculaires des membres inférieurs (sélectivité de la commande motrice, spasticité, force musculaire) sont également réalisés. De plus, le niveau GMFCS est évalué.

IV.4. Traitement de données

Le traitement des données AQM commence par la dénomination des marqueurs sur le logiciel Vicon Nexus 2.7.1. de manière à reconstruire, pour chaque sujet, un modèle biomécanique en trois dimensions, permettant ainsi d'obtenir la trajectoire des marqueurs au cours des différents temps de marche. Sur chaque session il faut ensuite définir chaque cycle de marche en identifiant les événements locomoteurs que sont l'attaque du talon et le décollement du pied. Les paramètres spatiotemporels et cinématiques ont été extraits et normalisés en pourcentage du cycle de marche.

De manière à évaluer la symétrie des pas entre les membres inférieurs droits et gauches, le pourcentage d'asymétrie pour les paramètres spatiotemporels de la marche a été calculé à partir de la formule :
$$\frac{(\text{valeur pour le MI droit} - \text{valeur pour le MI gauche}) \times 100}{\text{valeur pour le MI droit}} \quad (53).$$

Les données de fréquence cardiaque ont été extraites du site internet *Polar Flow* sous la forme de graphiques et de tableaux (exemple en *Annexe 2*). Elle est exploitée comme marqueur indirect de la dépense énergétique. En effet, la fréquence cardiaque moyenne au repos et à chaque temps de marche est relevée et la dépense énergétique est calculée à l'aide de la formule de Mac Gregor :
$$\frac{\text{FC à la marche} - \text{FC de repos}}{\text{Vitesse de marche}}$$
 exprimée en battement par minute. Cette formule correspond au *Physiological Cost Index* – PCI (ou *Energy Expenditure Index* – EEI (54–56). L'index de dépense énergétique (IDE), plus répandu, n'a pas été retenu car il nécessite un temps de marche minimum de cinq minutes et n'est donc pas utilisable dans le cadre du protocole de l'étude (57).

IV.5. Critères de jugement

Le critère de jugement principal de cette étude est le *Gait Deviation Index* (GDI) en tant qu'indicateur de la qualité globale de la cinématique de la marche. Nous cherchons ici à quantifier l'effet principal de la RAS sur la cinématique de la marche des enfants paralysés cérébraux, d'autant plus qu'à notre connaissance, celui-ci n'a jamais été étudié dans les recherches précédentes. Si effectivement la stimulation rythmique auditive impacte le GDI, nous souhaiterions aussi savoir en détail quelles sont les variations d'amplitude articulaire impactées, dans quelles mesures et à quelle phase du cycle de marche. Pour cela, nous allons comparer les paramètres cinétiques et cinématiques issus de l'AQM.

Parmi les critères de jugement secondaire, se trouvent aussi les paramètres spatiotemporels. En effet, un impact de la stimulation rythmique auditive sur la cinématique aura également des répercussions potentielles sur la cadence, la vitesse de la marche, la longueur des pas, la largeur de la foulée et/ou la symétrie des temps d'appui entre les membres inférieurs. Autre critère de jugement secondaire, conséquence également de modifications de la cinématique, le PCI sera regardé comme indicateur de la dépense énergétique.

IV.6. Analyse statistique

Pour chacun des paramètres spatio-temporels mais aussi le GDI et le PCI, une analyse descriptive comprenant la moyenne et les écarts-types a été réalisée. Pour ensuite pouvoir comparer ces résultats entre plusieurs échantillons, la normalité de la distribution a été vérifiée. Pour cela, le test de normalité de Shapiro-Wilk a été utilisé.

Pour les variables dont la distribution suit une loi normale, le modèle statistique utilisé pour l'analyse des données est l'ANOVA (*Analysis Of Variance*) à un facteur, qui est un test de comparaison de moyennes. L'hypothèse nulle choisie est « il n'y a pas de variation significative de moyenne entre les différents groupes » (i.e. marche libre, marche avec stimulation dont la fréquence est égale, supérieure de 5% et inférieure de 5% à la cadence spontanée). Si l'hypothèse nulle est rejetée et qu'il existe donc une différence significative entre les moyennes de groupes, le test HSD de Tukey est utilisé. Ce test de comparaison post-hoc permet d'identifier entre quels échantillons il existe une variation significative du critère de jugement testé.

Pour les variables pour lesquelles la normalité de la distribution n'est pas vérifiée, le test non paramétrique de Kruskal-Wallis, équivalent de l'ANOVA a été utilisé.

Concernant les paramètres cinématiques, un statistical parametric mapping (ou SPM) a été réalisé. Ce modèle statistique correspond à une analyse de champs vectoriels, c'est-à-dire qu'elle équivaut à une succession de tests t répétés en tout point de la courbe.

Pour l'ensemble de l'analyse statistique, un seuil de significativité statistique ajusté de 0,05 a été retenu. Les résultats sont donc considérés comme statistiquement significatifs pour $p < 0,05$.

V. RÉSULTATS

Dans cette partie sera abordée l'analyse statistique des données recueillies dans le cadre du protocole précédemment décrit.

V.1. Population

Parmi les 18 enfants ayant une analyse quantifiée du mouvement programmée au laboratoire d'analyse du mouvement du CHRU de Brest sur la période de recrutement et ayant un GMFCS de niveau I ou II, 14 ont pu être inclus dans l'étude.

Les données de 2 enfants ont été exclues de l'étude. En effet, la cadence calculée lors de la marche sans stimulation différait de plus de 5% de la cadence réelle de l'enfant (obtenue a posteriori dans les résultats de l'AQM).

Les caractéristiques démographiques incluant la topographie de l'atteinte, le niveau moteur, l'âge et le sexe des 12 enfants pour qui les résultats sont exploités dans la suite de cet écrit sont reportées dans le *Tableau 1*. Par atteinte unilatérale, on entend une hémiplegie indifféremment droite ou gauche. Dans l'atteinte bilatérale, sont compris les 4 participants diplégiques, 1 triplégique et 1 quadriplégique.

Tableau 1 – Caractéristiques démographiques de la population

Variables démographiques	Fréquence
Topographie d'atteinte	
PC unilatérale	6
PC bilatérale	6
Niveau moteur	
GMFCS niveau 1	8
GMFCS niveau 2	4
Age	
[6 ans ; 8 ans[4
[8 ans ; 10 ans[1
[10 ans ; 12 ans[1
[12 ans ; 14 ans[2
[14 ans ; 16 ans[3
[16 ans ; 18 ans[1
Genre	
Féminin	5
Masculin	7

V.2. Faisabilité de l'étude

Pour évaluer la faisabilité de l'étude, différents paramètres ont été pris en considération. Tout d'abord, le temps ajouté par la marche avec stimulation rythmique par rapport à une procédure classique d'analyse quantifiée du mouvement. Cette durée additionnelle a été estimée sur les enregistrements vidéo pour chaque participant et s'étend, après la marche sans stimulation, des premières consignes et explications à l'enfant pour la marche avec stimulation, à la fin du dernier temps de marche avec métronome. La durée moyenne pour les 12 enfants est de $7,20 \pm 1,23$ minutes.

L'évaluation du protocole passe également par la fiabilité de l'estimation de la cadence spontanée par l'investigateur. En effet, du fait de la nécessité d'un post-traitement, il nous est impossible d'obtenir la cadence mesurée par l'AQM (plus faible) de façon immédiate. Ce calcul visuel de la cadence est donc nécessaire car il sert de base au calcul des fréquences de stimulation rythmique. Pour apprécier sa fiabilité, le pourcentage d'écart en valeur absolue entre la cadence imposée par métronome (i.e. cadence calculée) et la cadence réelle spontanée de l'enfant a été calculé. Il est de $3,51\% \pm 1,87$ pour la RAS, de $6,02\% \pm 3,77$ pour RAS+5 et de $4,84\% \pm 3,60$ pour RAS-5 alors que sa valeur théorique est de 0% pour la RAS et de 5% pour RAS+5 et RAS-5.

Nous nous sommes ensuite intéressés à la qualité de la synchronisation de l'attaque du pas avec la stimulation rythmique auditive. Pour l'évaluer, le pourcentage d'écart moyen entre la fréquence de stimulation imposée et la cadence de marche de l'enfant avec la stimulation a été calculé. Pour le tempo de base, cet écart est de $2,47\% \pm 4,56$; pour l'augmentation de tempo de 5%, il est de $1,54\% \pm 5,40$ et pour la diminution de tempo de 5% il est de $3,34\% \pm 2,93$.

Enfin, concernant la difficulté ressentie par l'enfant quant à la consigne de synchronisation de l'attaque du pas avec le métronome, nous nous sommes intéressés aux résultats de l'auto-évaluation. Pour rappel, il était demandé à l'enfant d'évaluer sur une échelle de 0 à 10 la facilité ressentie pour synchroniser l'attaque des pas sur la stimulation (ou l'aisance de la marche le cas échéant). Aucune différence n'a été observée entre la marche sans et avec métronome. En effet, la moyenne des cotations de la facilité de l'exercice de marche est de $9 \pm 1,41$ pour la marche sans stimulation et la marche à tempo augmenté de 5% et elle est de $9,5 \pm 0,58$ pour la marche avec stimulation à tempo et tempo diminué de 5%.

V.3. Les paramètres spatiotemporels

V.3.1. Pour la totalité de l'échantillon

Pour explorer les effets de la stimulation rythmique auditive, la cadence (en pas/min), la vitesse de marche (en m/s), la longueur des pas (en m), la largeur de la foulée (en m) et la durée des phases d'appui et d'oscillation (en s et en pourcentage du cycle de marche) au cours des différents temps de marche ont été mesurées pour les 12 participants à l'étude. La moyenne et l'écart type correspondant pour chacun de ces paramètres de marche ont été calculés et sont rapportés dans le *Tableau 2*.

Tableau 2 – Moyenne ± écart-type des variables spatio-temporelles dans chaque temps de marche

	ML	RAS	RAS+5	RAS-5
Cadence (pas/min)	131,14 ± 8,86	135,73 ± 8,10	142,22 ± 10,12	130,20 ± 10,31
Vitesse (m/s)	1,10 ± 0,19	1,21 ± 0,20	1,30 ± 0,22	1,13 ± 0,21
Longueur pas (m)	1,01 ± 0,18	1,07 ± 0,18	1,10 ± 0,19	1,04 ± 0,19
Largeur foulée (m)	0,28 ± 0,05	0,28 ± 0,07	0,27 ± 0,07	0,30 ± 0,06
Durée PA (s)*	0,55 ± 0,04	0,52 ± 0,03	0,49 ± 0,04	0,55 ± 0,05
Durée PA (%)	58,96 ± 1,02	58,37 ± 1,30	58,13 ± 1,59	59,18 ± 1,33
Durée PO (s)	0,55 ± 0,04	0,52 ± 0,03	0,35 ± 0,02	0,40 ± 0,06
Durée PO (%)	41,04 ± 1,02	41,63 ± 1,30	41,87 ± 1,59	40,82 ± 1,33

ML = Marche libre. RAS = Marche avec stimulation rythmique à cadence spontanée. RAS+5 = Marche avec stimulation rythmique à cadence spontanée +5%. RAS-5 = Marche avec stimulation rythmique à cadence spontanée -5%. PA = Phase d'appui. PO = Phase oscillante. * = $p < 0,05$.

Pour objectiver s'il existe ou non une différence entre les différents groupes (marche libre ou avec stimulation à différentes fréquences), des tests de comparaison de moyennes ont été utilisés. La seule différence significative retrouvée est pour la durée (en seconde) de la phase d'appui ($p=0,03$). Un test post-hoc permet de montrer que la différence est significative entre le groupe RAS-5 et le groupe RAS+5. Aucune différence significative n'est retrouvée dans aucun des autres paramètres de marche (cadence ($p=0,47$), vitesse ($p=0,73$), longueur des pas ($p=0,76$), largeur de la foulée ($p=0,89$), durée de la phase d'appui en pourcentage du cycle de marche ($p=0,56$), durée de la phase d'oscillation en seconde ($p=0,09$) et en pourcentage du cycle de marche ($p=0,56$)).

L'étude du pourcentage d'évolution de chacun des paramètres spatiotemporels entre la marche avec stimulation à différents tempo et la marche libre a mis en évidence l'impact non significatif de la RAS sur les paramètres spatiotemporels de la marche. Ces résultats sont rapportés dans le *Tableau 3*.

Tableau 3 – Pourcentage d'évolution des paramètres spatiotemporels entre la marche avec stimulation par rapport à la marche sans stimulation.

	RAS vs ML	RAS+5 vs ML	RAS-5 vs ML
Cadence (pas/min)	+ 3,58 %	+ 8,46 %	- 0,75 %
Vitesse (m/s)	+ 10,39 %	+ 18,50 %	+ 2,37 %
Longueur pas (m)	+ 6,69 %	+ 9,36 %	+ 3,22 %
Largeur foulée (m)	- 1,96%	- 3,64%	+ 7,50 %
Durée PA (s)	- 4,58 %	- 9,44%	+ 0,61 %
Durée PA (%)	- 1,00 %	-1,41 %	+ 0,38 %
Durée PO (s)	- 2,05 %	- 6,17 %	+ 5,08 %
Durée PO (%)	+ 1,44 %	+ 2,01 %	- 0,55 %

ML = Marche libre. RAS = Marche avec stimulation rythmique à cadence spontanée. RAS+5 = Marche avec stimulation rythmique à cadence spontanée +5%. RAS-5 = Marche avec stimulation rythmique à cadence spontanée -5%. PA = Phase d'appui. PO = Phase oscillante.

Pour la marche avec stimulation rythmique dont le tempo est égal ou supérieur de 5% à la cadence spontanée, les effets sont similaires : on note une augmentation de la cadence, de la vitesse et de la longueur des pas et ce, d'autant plus que la fréquence de stimulation est élevée. La largeur de la foulée a tendance à être diminuée, d'autant plus que la cadence est élevée. Concernant la phase d'appui, sa durée en pourcentage du cycle de marche semble légèrement diminuée au profit de la phase d'oscillation.

Pour la marche avec stimulation rythmique avec un tempo inférieur de 5% à la cadence spontanée cependant, on observe une légère diminution de la cadence, une légère augmentation de la vitesse et de la longueur des pas et de la largeur de la foulée. La durée de la phase d'appui en pourcentage du cycle de marche est quant à elle légèrement augmentée au profit de la phase d'oscillation.

V.3.2. Résultats en fonction des caractéristiques de l'échantillon

De manière à identifier s'il existe des profils de patients plus répondeurs que d'autres à la stimulation rythmique auditive, nous avons divisé l'échantillon en sous-groupes. Ainsi, une première division consistait en la comparaison de l'effet de la RAS en fonction de la topographie de l'atteinte, c'est-à-dire d'une localisation unilatérale ou bilatérale des troubles au niveau des membres inférieurs. Ces sous-groupes sont égaux et comportent chacun six patients. De même, l'effet de la RAS a été comparé entre un sous-groupe formé par les 8 patients présentant GMFCS de niveau 1 et l'autre par les 4 patients ayant un GMFCS de niveau 2. Enfin, l'effet de la RAS a été comparé en fonction de l'âge. Pour ce faire, la répartition en deux groupes s'est faite de part et d'autre de la médiane, égale à 12 ans, avec là aussi deux groupes composés chacun de six patients.

De part cette subdivision de notre échantillon, lui-même de taille relativement petite, nous avons fait le choix de ne pas appliquer de test statistique de comparaison de moyenne entre les sous-groupes. Cependant, de manière à dégager des tendances, nous nous sommes intéressés au pourcentage d'évolution des moyennes des paramètres spatiotemporels entre la marche avec stimulation à différentes fréquences et la marche sans stimulation. Les résultats détaillés pour chaque subdivision sont consultables en *Annexe 3*.

V.3.3. Symétrie des pas

Dans les résultats précédents, nous nous intéressions à l'impact de la stimulation rythmique sur les paramètres de marche à partir d'une moyenne intra-individuelle entre les membres inférieurs droit et gauche de chaque participant et de la moyenne des résultats de toute la population pour chaque paramètre de marche. Ici, nous allons nous intéresser à la symétrie entre les deux membres inférieurs lors de la marche et à la façon dont elle est impactée par la stimulation rythmique. Le coefficient d'asymétrie entre la jambe droite et gauche a alors été calculé pour chaque paramètre de marche. Les résultats figurent dans le *Tableau 4*.

Tableau 4 – Moyenne \pm écart type des coefficients d'asymétrie (en %) pour chaque paramètre de marche, en fonction des temps de marche

	ML	RAS	RAS+5	RAS-5
Cadence	0,51 \pm 0,46	0,39 \pm 0,33	0,44 \pm 0,44	0,58 \pm 0,61
Vitesse	0,73 \pm 0,58	0,48 \pm 0,67	0,60 \pm 0,34	0,70 \pm 0,70
Longueur pas	0,32 \pm 0,53	0,45 \pm 0,65	0,73 \pm 0,54	0,28 \pm 0,46
Largeur pas	23,66 \pm 19,09	16,34 \pm 15,57	17,81 \pm 13,66	18,62 \pm 18,49
Durée PA (s)	3,95 \pm 2,19	4,05 \pm 2,40	4,20 \pm 2,39	3,77 \pm 2,14
Durée PA (%)	4,09 \pm 2,14	4,13 \pm 2,56	4,69 \pm 3,09	3,97 \pm 2,76
Durée PO (s)	6,21 \pm 2,82	5,20 \pm 3,91	6,31 \pm 4,43	6,37 \pm 4,28
Durée PO (%)	5,85 \pm 2,92	5,66 \pm 3,39	6,43 \pm 4,20	5,66 \pm 3,95

ML = Marche libre. RAS = Marche avec stimulation rythmique à cadence spontanée. RAS+5 = Marche avec stimulation rythmique à cadence spontanée +5%. RAS-5 = Marche avec stimulation rythmique à cadence spontanée -5%. PA = Phase d'appui. PO = Phase oscillante.

Pour objectiver s'il existe ou non une différence significative pour le coefficient d'asymétrie entre les différents groupes, des tests de comparaison de moyennes ont été utilisés. Là encore, aucune différence significative n'a pu être mise en évidence (cadence ($p=0,83$), vitesse ($p=0,77$), longueur des pas ($p=0,26$), largeur des pas ($p=0,78$), durée de la phase d'appui en secondes ($p=0,98$) et en pourcentage du cycle de marche ($p=0,47$), durée de la phase d'oscillation en secondes ($p=0,89$) et en pourcentage du cycle de marche ($p=0,47$)).

De manière à appréhender l'impact, sous le seuil de significativité, de la stimulation rythmique sur la symétrie des pas, son pourcentage d'évolution entre la marche libre et la marche avec métronome a été calculé. Le *Tableau 5* reprend l'ensemble de ces résultats.

Tableau 5 – Pourcentage d'évolution du coefficient d'asymétrie pour les variables spatiotemporelles entre la marche avec stimulation par rapport à la marche sans stimulation

	RAS vs ML	RAS+5 vs ML	RAS-5 vs ML
Cadence	- 0,11 %	- 0,07 %	+ 0,07 %
Vitesse	- 0,25 %	- 0,13 %	- 0,03 %
Longueur des pas	+ 0,13 %	+ 0,42 %	- 0,04 %
Largeur des pas	- 7,32 %	- 5,84 %	- 5,04 %
Durée PA (s)	+ 0,10 %	+ 0,25 %	- 0,18 %
Durée PA (%)	+ 0,05 %	+ 0,60 %	- 0,12 %
Durée PO (s)	- 0,99 %	+ 0,09 %	+ 0,15 %
Durée PO (%)	- 0,19 %	+ 0,58 %	- 0,19 %

ML = Marche libre. RAS = Marche avec stimulation rythmique à cadence spontanée. RAS+5 = Marche avec stimulation rythmique à cadence spontanée +5%. RAS-5 = Marche avec stimulation rythmique à cadence spontanée -5%. PA = Phase d'appui. PO = Phase oscillante.

L'impact de la stimulation rythmique sur la symétrie des pas est quasiment inexistant avec un pourcentage d'évolution entre la marche libre et la marche avec stimulation qui est inférieur à 1% pour la cadence, la vitesse, la longueur des pas et la durée des phases d'appui et d'oscillation. Seule la symétrie de la largeur des pas semble légèrement améliorée avec une diminution du coefficient d'asymétrie de 7,32% pour la marche avec stimulation à tempo égal à la cadence spontanée, de 5,84% lorsque le tempo était augmenté de 5% et de 5,04% lorsqu'il était diminué de 5%.

De la même manière que pour le pourcentage d'évolution des moyennes des paramètres spatiotemporels entre la marche avec et sans stimulation rythmique, nous nous sommes intéressés aux différences potentielles de l'effet de la RAS en fonction des caractéristiques de l'échantillon sur le pourcentage d'évolution du coefficient d'asymétrie. Les résultats détaillés pour chaque sous-groupe sont consultables en *Annexe 4*.

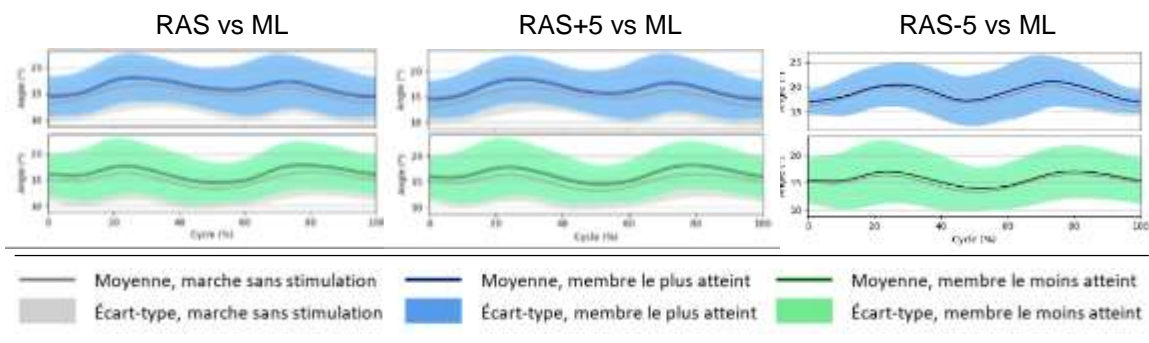
V.4. Les paramètres cinématiques

V.4.1. Analyse des courbes cinématiques

Le modèle d'analyse statistique des courbes cinématiques utilisé, le Statistical Parametric Mapping, avec un seuil de significativité de 0,05, a recherché pour chaque courbe, une différence statistiquement significative entre la marche libre, (représentée en gris) et la marche avec stimulation (en bleu pour le côté sain (hémipégique) ou le moins atteint (diploégique) et ce, pour les trois fréquences de stimulation proposées. L'ensemble des courbes cinématiques, par articulation et par plan de l'espace se trouve en *Annexe 5*.

Aucune différence significative n'a été retrouvée entre la marche libre et la marche avec métronome pour aucune articulation et dans aucun plan de l'espace. Cependant, la stimulation rythmique a modifié, de manière non significative, la cinématique de la marche. Voyons, par articulation, de quelle manière cette dernière a été impactée.

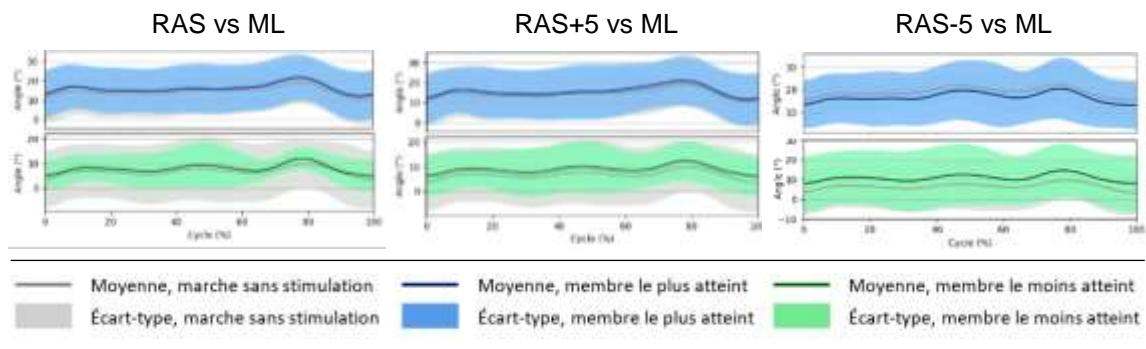
Concernant la cinématique du bassin dans le plan sagittal, on observe, pour toutes les fréquences de stimulation rythmique, une augmentation de l'antéversion du bassin en bilatéral sur tout le cycle de marche. Celle-ci est toutefois moins marquée pour le tempo correspond à la cadence spontanée diminuée de 5% (*Figure 5*). Dans le plan frontal et transversal, on ne retrouve pas de réelle variation notable.



ML = Marche libre. RAS = Marche avec stimulation rythmique à cadence spontanée. RAS+5 = Marche avec stimulation rythmique à cadence spontanée +5%. RAS-5 = Marche avec stimulation rythmique à cadence spontanée -5%.

Figure 5 – Courbes de la cinématique du bassin dans le plan sagittal pour les différents temps de marche, comparaison entre marche avec et sans stimulation rythmique auditive

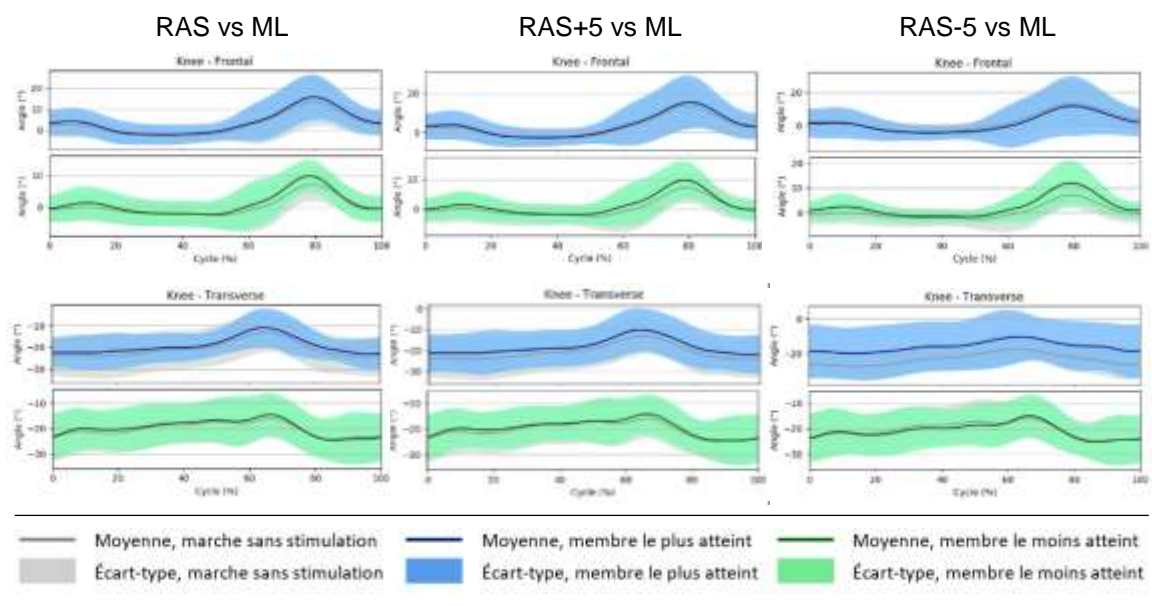
La stimulation rythmique auditive ne semble pas impacter la cinématique de la hanche des enfants paralysés cérébraux dans les plans sagittal et frontal. Dans le plan transversal, on note une diminution de la dispersion de la distribution pour le côté le moins atteint pour les fréquences de stimulation égale et supérieure de 5% à la cadence de marche spontanée. On retrouve également une légère augmentation de la rotation interne sur l'ensemble du cycle de marche du côté le moins atteint, plus marquée pour la fréquence de stimulation inférieure de 5% à la cadence spontanée (*Figure 6*).



ML = Marche libre. RAS = Marche avec stimulation rythmique à cadence spontanée. RAS+5 = Marche avec stimulation rythmique à cadence spontanée +5%. RAS-5 = Marche avec stimulation rythmique à cadence spontanée -5%.

Figure 6 - Courbes de la cinématique de la hanche dans le plan transversal pour les différents temps de marche, comparaison entre marche avec et sans stimulation rythmique auditive

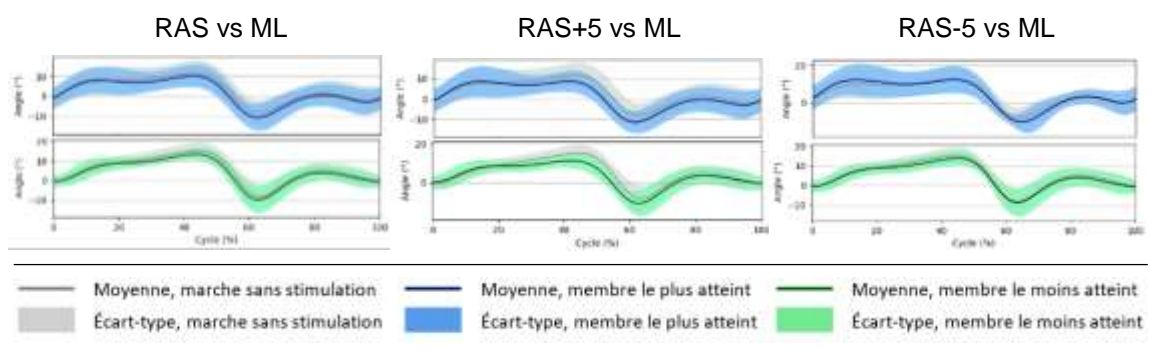
On ne retrouve aucune différence dans la cinématique du genou dans le plan sagittal entre la marche libre et la marche avec stimulation. Dans le plan frontal cependant, une augmentation non significative du varus dans la première moitié de la phase oscillante peut être observée pour le membre le moins atteint et ce, pour toutes les fréquences de stimulation. Dans le plan transversal, une diminution minimale de la rotation externe sur tout le cycle de marche est observée du côté le plus atteint. Cette diminution est plus importante pour une fréquence de stimulation inférieure de 5% à la cadence spontanée (Figure 7).



ML = Marche libre. RAS = Marche avec stimulation rythmique à cadence spontanée. RAS+5 = Marche avec stimulation rythmique à cadence spontanée +5%. RAS-5 = Marche avec stimulation rythmique à cadence spontanée -5%.

Figure 7 - Courbes de la cinématique du genou dans les plans frontal et transversal pour les différents temps de marche, comparaison entre marche avec et sans RAS

Des modifications similaires dans la cinématique de la cheville dans le plan sagittal sont observées avec les fréquences de stimulation égale et supérieure de 5% à la cadence spontanée, plus marquée pour le tempo le plus élevé. Elles se traduisent, en bilatéral, par une tendance à la dorsiflexion moins importante en milieu de phase d'appui et à une flexion plantaire plus importante en fin de phase d'appui (pré-oscillation) et en début de phase oscillante (propulsion). Pour la marche avec stimulation à fréquence inférieure de 5% à la cadence spontanée, les différences, observables uniquement du côté le plus atteint, sont une tendance à l'augmentation de la flexion dorsale de cheville en début de phase d'appui et une flexion plantaire plus importante en fin de phase d'appui et en début de phase d'oscillation (*Figure 8*).



ML = Marche libre. RAS = Marche avec stimulation rythmique à cadence spontanée. RAS+5 = Marche avec stimulation rythmique à cadence spontanée +5%. RAS-5 = Marche avec stimulation rythmique à cadence spontanée -5%.

Figure 8 - Courbes de la cinématique de la cheville dans le plan sagittal pour les différents temps de marche, comparaison entre marche avec et sans stimulation rythmique auditive

Enfin, la cinématique du pied dans le plan transverse a également été étudiée et ne met en évidence aucun impact de la stimulation rythmique auditive sur la rotation du pied lors de la marche.

V.4.2. Le gait deviation index (GDI)

En plus de l'analyse de courbe, la cinématique a également été étudiée en utilisant le gait deviation index, indicateur de qualité de la marche. Les résultats concernant le GDI sont détaillés dans le *Tableau 6* et le pourcentage d'évolution correspondant entre la marche avec et sans stimulation se trouve lui, dans le *Tableau 7*.

Aucune variation significative du GDI n'a pu être objectivée. Une légère augmentation est retrouvée pour la marche avec fréquence de stimulation égale et supérieure de 5% à la cadence spontanée (respectivement +1,59% et +0,49%). De même pour la diminution observée pour la fréquence de stimulation inférieure de 5% à la cadence spontanée (-0,89%). Une amélioration significative par rapport à la marche libre n'a pu être observée que pour un seul enfant avec une augmentation de 13,8 points pour la fréquence de stimulation égale à la cadence spontanée et de 15,7 points pour la fréquence de stimulation augmentée de 5%.

Concernant le coefficient d'asymétrie, là encore, aucune différence significative n'est observée. Une légère tendance à l'augmentation peut toutefois être notée même si elle reste minime.

Tableau 6 - Moyenne \pm écart-type du GDI et du coefficient d'asymétrie concernant le GDI pour chaque temps de marche

	ML	RAS	RAS+5	RAS-5
GDI	85,03 \pm 9,07	86,29 \pm 8,95	85,39 \pm 9,75	84,18 \pm 8,69
CA	6,28 \pm 3,69	7,52 \pm 7,82	7,68 \pm 5,45	7,44 \pm 6,52

ML = Marche libre. RAS = Marche avec stimulation rythmique à cadence spontanée. RAS+5 = Marche avec stimulation rythmique à cadence spontanée +5%. RAS-5 = Marche avec stimulation rythmique à cadence spontanée -5%. GDI = Gait Deviation Index. CA = Coefficient d'asymétrie.

Tableau 7 – Pourcentage d'évolution du GDI et du coefficient d'asymétrie entre la marche avec stimulation par rapport à la marche sans stimulation

	RAS vs ML	RAS+5 vs ML	RAS-5 vs ML
Gait Deviation Index	+ 1,59 %	+ 0,49 %	- 0,89 %
Coefficient d'asymétrie	+ 1,23 %	+1,40 %	+ 1,16 %

ML = Marche libre. RAS = Marche avec stimulation rythmique à cadence spontanée. RAS+5 = Marche avec stimulation rythmique à cadence spontanée +5%. RAS-5 = Marche avec stimulation rythmique à cadence spontanée -5%.

V.5. La dépense énergétique

Pour estimer la dépense énergétique des enfants lors des différents exercices de marche, le Physiological Cost Index (PCI) a été utilisé. Ce dernier est obtenu par la soustraction de la fréquence cardiaque au repos et à la marche, divisée par la vitesse de marche. Les résultats n'ont pu être obtenus que pour 7 des 12 participants du fait d'un problème matériel lors de l'acquisition.

Aucune différence significative n'a été objectivée par les tests de comparaison de moyenne avec un seuil de significativité à 0,05. Lorsque l'on s'intéresse au pourcentage d'évolution du PCI entre une marche sans ou avec stimulation, on constate une légère tendance à l'augmentation et ce, de manière plus importante pour le tempo augmenté de 5% par rapport à la cadence spontanée.

Tableau 8 - Pourcentage d'évolution du PCI entre la marche avec stimulation par rapport à la marche sans stimulation

	RAS vs ML	RAS+5 vs ML	RAS-5 vs ML
PCI	+ 0,85 %	+ 5,34 %	+ 1,57 %

ML = Marche libre. RAS = Marche avec stimulation rythmique à cadence spontanée. RAS+5 = Marche avec stimulation rythmique à cadence spontanée +5%. RAS-5 = Marche avec stimulation rythmique à cadence spontanée -5%. PCI = Physiological Cost Index.

VI. DISCUSSION

Comme nous avons pu le voir dans la revue de littérature formant le cadre conceptuel de ce mémoire, l'intérêt de la stimulation rythmique dans la rééducation de la marche pour des pathologies neurologiques acquises comme l'AVC ou Parkinson a été largement démontré en termes d'amélioration de la cadence, de la vitesse, de la longueur et de la symétrie des pas, ainsi que de la diminution de la variabilité d'activation musculaire. Moins nombreuses, les études sur le sujet s'intéressant à la paralysie cérébrale sont en faveur de l'utilisation de la RAS pour la rééducation de la marche de cette population mais leur faible nombre et l'hétérogénéité des protocoles, tant sur les caractéristiques de l'échantillon que sur l'effet étudié (i.e. immédiat ou de rétention à court et long terme), fait que les investigations sont à poursuivre. De plus, les effets de la RAS sur certains paramètres comme la largeur des pas, la cinématique de la marche ou la dépense énergétique n'avaient, à notre connaissance, jamais été étudiés pour les enfants paralysés cérébraux.

L'objectif de ce mémoire était d'explorer l'effet immédiat de la stimulation rythmique sur la marche des enfants atteints de paralysie cérébrale. Cette étude est la première qui, à notre connaissance, a recherché l'intérêt de la RAS sur la cinématique de la marche et la dépense énergétique en plus de son intérêt sur les paramètres spatiotemporels. En outre, l'originalité de ce mémoire repose également sur l'exploration de différentes fréquences de stimulation et la comparaison de l'effet en fonction des caractéristiques de l'échantillon. Ces deux éléments permettent ainsi de déterminer si l'effet de la stimulation rythmique diffère en fonction de la fréquence utilisée et en fonction de la présentation clinique des enfants paralysés cérébraux.

Nous allons ici nous attacher à interpréter les résultats exposés dans la partie précédente et les mettre en perspective au regard des données de la littérature. Les implications théoriques et cliniques qui en découlent, les limites de l'étude et des suggestions pour de futures recherches seront également abordées.

Les principaux effets immédiats de la stimulation rythmique auditive sur la marche des enfants paralysés cérébraux soulevés par notre étude et détaillés ci-après sont les suivants :

- Aucun frein à la réalisation du protocole tel que décrit dans la partie « matériel et méthode » n'a été relevé. Nous confirmons donc la faisabilité de ce dernier.
- La mise en perspective des résultats obtenus dans cette étude avec ceux présents dans la littérature met en évidence un intérêt plus probable de la stimulation rythmique au terme d'un programme de rééducation, c'est-à-dire sur le long terme, plutôt que dans le cadre de son utilisation pour un effet immédiat.
- Du fait de l'absence de résultat significatif pour les différents paramètres de marche pour des variations de fréquence de stimulation de 5%, nous recommandons l'utilisation de fréquences de stimulations plus élevées, en testant, en fonction des capacités des enfants, les effets obtenus pour une variation des tempos de 10% et 15% par rapport à la cadence de marche spontanée.
- Les résultats de cette étude mettent également en évidence de probables différences quant à l'effet de la stimulation rythmique auditive en fonction de la topographie de l'atteinte. En effet, dans le cadre des atteintes unilatérales, la RAS semble avoir un effet principal sur l'amélioration de la symétrie des pas entre les membres inférieurs lors de la marche. Pour les atteintes bilatérales en revanche, l'effet principal de la RAS semble être une normalisation des différents paramètres de marche.
- Enfin, les résultats de cette étude mettent en lumière un impact de la stimulation rythmique auditive sur la largeur des pas qui, à notre connaissance, n'avait pas encore été démontré. Nous émettons l'hypothèse que cette diminution de la largeur des pas lors de la marche et donc, du polygone de sustentation, traduit une amélioration de l'équilibre dynamique. Si cette tendance est confirmée par des études ultérieures, la stimulation rythmique auditive pourrait, en plus d'être utilisée pour son impact sur les paramètres de marche, être utilisée comme outil de réduction du risque de chute.

VI.1. Analyse des résultats

VI.1.1. Population

Cette étude a été réalisée sur un échantillon de 12 enfants paralysés cérébraux, ce qui est trop faible pour être représentatif de la population cible. Il est donc difficile de généraliser les résultats de cette étude à la population d'enfants paralysés cérébraux.

Toutefois, les caractéristiques démographiques de la population étudiée révèlent une bonne homogénéité avec une égalité de distribution pour la topographie (unilatérale ou bilatérale) de l'atteinte et une parité quasiment respectée (5 filles pour 7 garçons). Pour l'âge, toutes les classes d'âges sont représentées entre 6 et 18 ans avec une répartition plus importante pour les [6 ; 8 ans[et les [14 ; 16 ans[qui comptabilisent à eux seuls plus de la moitié de l'échantillon. Concernant le niveau fonctionnel, la répartition était hétérogène avec huit enfants présentant un GMFCS de niveau 2 contre quatre présentant un GMFCS de niveau 1.

VI.1.2. Faisabilité

La faisabilité du protocole est évaluée au travers de quatre critères de jugement. Tout d'abord le temps ajouté par l'acquisition des sessions de marche avec stimulation rythmique auditive à une procédure d'analyse quantifiée du mouvement classique. Avec une moyenne de 7,20 minutes \pm 1,23, nous estimons que ce temps n'est pas un obstacle à la réalisation du protocole.

Concernant la fiabilité de la cadence spontanée lors de la marche calculée par l'investigateur, le pourcentage d'écart en valeur absolue par rapport à la cadence réelle mesurée a posteriori par l'AQM est de 3,51% \pm 1,87. Cet écart est problématique compte tenu du fait que la cadence calculée est utilisée pour donner la fréquence du métronome. Ainsi, à tempo égal à la cadence spontanée estimée, il existe déjà un écart avec la cadence spontanée réelle de l'enfant, ayant un impact potentiel sur ses paramètres de marche. Lorsqu'il n'est pas calculé en valeur absolue, cet écart moyen est de 0,82% \pm 4,06. Ceci signifie qu'en moyenne, le tempo qui a été imposé aux enfants pour la stimulation rythmique était 0,82% au-dessus de la cadence de marche spontanée, six enfants ayant reçu une fréquence de stimulation inférieure à leur cadence spontanée et les six autres, une fréquence supérieure. Même si cette différence est faible, elle nous questionne sur l'intérêt de réaliser l'AQM classique en amont du protocole de mesure avec la stimulation rythmique de manière à obtenir la cadence réelle de l'enfant. Celle-ci serait alors utilisée pour choisir la fréquence de stimulation rythmique, de manière plus

précise que par le dénombrement des pas par l'investigateur. Cette piste est intéressante pour gagner en précision mais en pratique, le faible écart moyen entre la cadence estimée et la cadence réelle fait que nous nous permettons l'approximation d'une égalité entre cadence estimée et cadence réelle. Cet écart sera toutefois à remesurer et à prendre en compte dans les études ultérieures.

Un paramètre indispensable à vérifier pour la faisabilité de l'étude est la capacité, pour les enfants paralysés cérébraux, de synchroniser leurs pas avec la stimulation rythmique auditive. En effet, même si cette capacité semble innée, les études s'intéressant à l'application de la RAS pour cette population sont limitées et n'ont, à notre connaissance, pas cherché à évaluer la qualité de cette synchronisation. Aucune différence statistiquement significative n'a pu être observée entre la fréquence de stimulation et la cadence de marche avec stimulation. De plus, le faible pourcentage d'écart entre la fréquence de stimulation imposée et la cadence de marche des enfants avec la stimulation nous amènent à penser que les enfants sont parvenus à synchroniser leurs pas de manière satisfaisante avec la RAS. De plus, les résultats des auto-évaluations de la difficulté ressentie à effectuer cette synchronisation montrent une bonne aisance des enfants dans la réalisation de cet exercice.

Ainsi, aucun frein majeur n'étant identifié, une étude basée sur ce protocole est jugée réalisable.

VI.1.3. Les paramètres spatiotemporels

Vitesse, cadence et longueur des pas

Sous le seuil de significativité de 5%, un impact, non significatif, de la stimulation rythmique auditive a pu être observé sur les paramètres spatiotemporels. Des effets similaires sont retrouvés pour la marche avec stimulation rythmique dont la fréquence est égale ou supérieure de 5% à la cadence spontanée de l'enfant. On note alors une augmentation de la cadence, de la vitesse et de la longueur des pas et ce, d'autant plus que la fréquence de stimulation est élevée. Ces trois paramètres sont liés et l'augmentation de la vitesse s'explique par une augmentation de la cadence et de la longueur des pas. Ces résultats, bien que non significatifs, confirment l'hypothèse de recherche concernant ces paramètres.

Si l'on s'intéresse maintenant à la marche avec stimulation rythmique auditive à une fréquence inférieure de 5% à la cadence spontanée, on observe également une

augmentation de la vitesse de marche par rapport à la marche sans stimulation mais cette augmentation est proportionnellement moins importante par rapport aux deux autres fréquences de stimulation. Elle est corrélée à une augmentation de la longueur du pas, tandis que la cadence se trouve être légèrement diminuée. Ceci met en lumière l'hypothèse d'une augmentation de la vitesse de marche plus liée à l'augmentation de la longueur des pas que de la cadence de marche. Cette hypothèse est également avancée par Jiang qui supposait qu'une augmentation de la longueur des pas permettrait une augmentation de la vitesse de marche plus efficace que l'augmentation de la cadence (52).

Même si la tendance à l'augmentation de la vitesse, de la cadence et de la longueur des pas semble être une constante dans les études précédentes, pour comparer ces résultats à ceux retrouvés dans la littérature, il faut mettre en évidence les points de divergences dans les protocoles. En effet, parmi les neuf études analysées dans la revue systématique de Ghai (4), seules trois études concernant les adultes et trois études portant sur une population pédiatrique ont évalué au moins l'un de ces paramètres. Il est tout d'abord à noter que les trois études chez l'adulte se sont intéressées à l'effet à long terme (au terme d'un protocole de 3, 4 ou 8 semaines) contrairement à notre protocole qui lui, explore les effets immédiats de la RAS. Efraimidou (58) et Shin (59) ont inclus uniquement des personnes ayant une atteinte unilatérale, le premier ayant un effet significatif de la RAS sur la vitesse alors que le second n'obtient un effet significatif sur aucun des paramètres spatiotemporels. L'échantillon étudié par Kim (60), quant à lui, ne comportait que des personnes ayant une atteinte bilatérale, pour lesquelles il retrouve une augmentation significative pour la vitesse, la cadence et la longueur des pas. Chez les enfants, les études de Kwak (48), Baram (49) et Jiang (52) s'accordent sur un effet significatif de la RAS sur l'augmentation de la vitesse de marche, chaque fois corrélée avec une augmentation de la longueur des pas.

Concernant la littérature sur les effets de la stimulation rythmique sur d'autres populations présentant une pathologie neurologique, Thaut a démontré une augmentation significative de la cadence et de la vitesse pour l'effet immédiat de la RAS chez les personnes en post-AVC (32,33) alors que cette augmentation était significative pour la vitesse et pour la longueur des pas lorsque c'est l'effet à long terme qui était étudié (38,39). Dans la maladie de Parkinson, les effets immédiats et à long terme de la RAS sur la vitesse, la cadence et la longueur des pas sont similaires avec là aussi une augmentation qui est significative (34,41,42). Pour les traumatisés crâniens, l'augmentation de la cadence, de la vitesse et de la longueur des pas est également permise par la RAS et ce, de manière non significative pour l'effet immédiat alors que

ces résultats deviennent significatifs au terme d'un protocole d'entraînement sur plusieurs semaines (37). Les résultats chez l'adulte présentant une pathologie neurologique acquise sont en accord avec ceux retrouvés chez les enfants paralysés cérébraux.

Largeur des pas

Lorsque le tempo appliqué au métronome est égal ou supérieur à la cadence spontanée de l'enfant, on observe une légère diminution de la largeur de la foulée, d'autant plus que le tempo est élevé. Ce point est intéressant et suggère que par l'augmentation de la vitesse de marche, on diminue le polygone de sustentation à la marche, ce qui traduit une amélioration de l'équilibre dynamique. Cette diminution n'étant pas significative pour une fréquence de stimulation supérieure de 5% à la cadence spontanée, mais plus importante que pour une fréquence de stimulation égale à la cadence spontanée, il serait intéressant d'explorer l'effet d'une fréquence de stimulation plus élevée sur la largeur de la foulée.

Les résultats pour un tempo inférieur de 5% à la cadence de marche spontanée montrent, quant à eux, une augmentation de la largeur de la foulée alors même que la vitesse de marche par rapport à la marche sans stimulation est augmentée, mais de manière bien moins importante que pour les deux premières fréquences de stimulation. Cette augmentation de la vitesse résultant d'une augmentation de la longueur des pas avec toutefois une légère diminution de la cadence, nous pouvons supposer que ce n'est pas la vitesse de marche mais la cadence qui influe sur l'équilibre dynamique (i.e. la largeur de la foulée).

Cette piste est intéressante car nous pourrions émettre l'hypothèse que si la RAS améliore l'équilibre dynamique lors de la marche, elle pourrait être utilisée pour diminuer le risque de chute. Cependant, l'impact de la stimulation rythmique auditive sur la largeur des pas n'a, à notre connaissance, pas été étudié. Une étude récente de Thaut s'est toutefois intéressée à l'impact de la RAS sur le risque de chute pour les patients Parkinsoniens du fait de l'amélioration de la cinématique de la marche grâce à l'utilisation de la RAS chez cette population. Les conclusions démontrent alors une diminution significative des chutes (61). Il serait alors intéressant d'explorer si cet effet est retrouvé pour d'autres pathologies et notamment la paralysie cérébrale et s'il est en lien avec une diminution significative de la largeur des pas.

Durée des phases d'appui et d'oscillation

Un effet immédiat significatif de la stimulation rythmique auditive sur les paramètres spatiotemporels de marche des enfants paralysés cérébraux n'a pu être observé que pour la durée en secondes de la phase d'appui ($p=0,03$). Celle-ci est en effet diminuée lors de la marche rythmée. Cette diminution significative est observée entre la marche avec des fréquences de stimulation inférieure et supérieure de 5% à la cadence spontanée. Ces résultats mettent en évidence l'obtention d'un effet significatif uniquement pour un écart de 10% entre les fréquences de stimulation. En se basant sur ces constatations, il pourrait être intéressant de tester le protocole en faisant varier la fréquence de stimulation de manière plus importante, c'est-à-dire en choisissant d'observer l'effet de la stimulation rythmique pour des tempos au métronome supérieurs et/ou inférieurs de 10% par rapport à la cadence spontanée.

Toujours concernant l'impact de la stimulation rythmique auditive sur la durée des phases d'appui et d'oscillation au cours de la marche, l'effet significatif retrouvé est à tempérer. En effet, il est naturel de retrouver une diminution de la durée de la phase d'appui (en secondes) car celle-ci est corrélée à l'augmentation de la vitesse de marche. Il est donc préférable de s'intéresser à la durée de ces phases en pourcentage du cycle de marche et non en secondes. À ce sujet, le pourcentage d'évolution pour la marche rythmée avec un tempo égal ou supérieur à la cadence spontanée montre une légère diminution de la durée relative de la phase d'appui au profit de la durée de la phase oscillante. Le résultat inverse est produit lorsqu'une fréquence de stimulation inférieure de 5% à la cadence spontanée est appliquée lors de la marche. Ces variations, en plus d'être non significatives, sont anecdotiques (de l'ordre de 1%) et ne sont donc pas prises en compte.

Dans la littérature, concernant la paralysie cérébrale, seules les études de Kim en 2012 et Shin en 2015 ont évalué l'impact de la RAS sur la durée des deux phases principales du cycle de marche. L'étude de Shin ne montre pas de résultat significatif à long terme pour les PC présentant une atteinte unilatérale (59). Seule l'étude de Kim montre une diminution significative à long terme de la phase d'appui en pourcentage du cycle de marche, au profit de la phase oscillante pour des adultes PC ayant une atteinte bilatérale (60). La pertinence de l'étude de la durée des phases d'appui et d'oscillation réside plutôt en l'étude de l'évolution du coefficient d'asymétrie des temps d'appui entre les membres inférieurs plutôt qu'en l'étude de l'impact sur la durée des phases en elle-même. Cet aspect a en effet largement été étudié dans la littérature pour les atteintes unilatérales notamment et sera détaillé dans le paragraphe suivant.

Symétrie des pas

Il est également intéressant d'étudier, même en l'absence de différence entre la marche avec et sans stimulation, si la RAS a un effet sur la symétrie entre les membres inférieurs droit et gauche pour les différents paramètres spatiotemporels que nous venons d'évoquer. Nos résultats révèlent un impact inexistant sur le coefficient d'asymétrie pour la cadence, la vitesse, la longueur des pas et la durée des deux phases principales du cycle de marche. Seule la symétrie de la largeur des pas est légèrement améliorée. Là encore, il serait intéressant d'explorer l'impact d'une fréquence de stimulation plus élevée que celle testée. En effet, ce résultat, ici non significatif, est tout de même intéressant car il supposerait qu'en plus de diminuer le polygone de sustentation à la marche, la stimulation rythmique permettrait une projection du centre de masse plus centrée au sein de ce polygone de sustentation. Cet effet n'a, à notre connaissance, pas été étudié dans la littérature.

L'étude de l'impact de la stimulation rythmique sur la symétrie des temps d'appui entre les deux membres inférieurs au cours du cycle de marche est quant à elle plus développée. Dans les recherches concernant la paralysie cérébrale, Shin en 2015 montre une amélioration significative de la symétrie droite/gauche des phases d'appuis et d'oscillation chez des adultes avec atteinte unilatérale sans toutefois d'amélioration significative des paramètres spatiotemporels (59). Kim en 2011 n'obtient pas de résultat significatif sur la symétrie pour les paramètres spatiotemporels avec la RAS pour l'échantillon d'adultes avec atteinte bilatérale qui compose son étude (62). Mais, lorsqu'il divise ce dernier en sous-groupes en fonction du niveau fonctionnel, il montre une diminution significative du coefficient d'asymétrie pour la longueur des pas. Enfin, pour les enfants paralysés cérébraux, l'étude de Kwak montre une diminution significative du coefficient d'asymétrie pour les phases d'appui et d'oscillation au terme d'un protocole de rééducation de la marche avec RAS (48). On peut donc supposer, face à des résultats significatifs pour les atteintes unilatérales et non significatifs pour les atteintes bilatérales, un effet plafond avec un effet qui s'épuise lorsque l'asymétrie initiale est faible, faute de marge de progression suffisante pour un effet significatif. L'hétérogénéité de la topographie de l'atteinte et le bon niveau fonctionnel de la marche dans notre échantillon expliquerait ainsi l'absence d'effet retrouvée.

L'effet de la RAS sur la symétrie entre les membres inférieurs lors de la marche a été démontré dans la population saine (30). Cet effet a également été observé comme significatif pour des protocoles recherchant d'impact immédiat (32) et à long terme (38,39) pour les patients ayant eu un AVC. Egalement étudié pour les traumatisés

crâniens, l'effet de la RAS sur la symétrie des pas était cependant non significatif (37). Dans la maladie de Parkinson, nous n'avons pas trouvé d'information sur l'impact de la RAS sur la symétrie des pas mais Miller et McIntosh ont montré une diminution de l'asymétrie de l'activation musculaire lors de la marche avec stimulation rythmique (40,42). Là encore, les bons résultats de la RAS sur la symétrie droite/gauche à la marche pour les patients ayant eu un AVC peuvent s'expliquer par le fait que l'atteinte unilatérale liée à la lésion cérébrale entraîne une asymétrie initiale que l'on peut supposer plus importante que pour des pathologies où l'atteinte est bilatérale. Face à ces constatations, il serait donc intéressant d'explorer les effets de la RAS sur le coefficient d'asymétrie des paramètres spatiotemporels, lorsque ce dernier est initialement relativement élevé (i.e. PC unilatérale).

Résultats en fonction des caractéristiques de l'échantillon

Les résultats de cette étude, exposés ci-dessus, confirment la tendance des études précédentes mais ne sont pas significatifs. Nous pouvons l'expliquer par une taille d'échantillon relativement faible et donc, pas forcément représentative de la population d'enfants paralysés cérébraux. Nous pouvons surtout l'expliquer par la diversité des caractéristiques des atteintes retrouvées pour les participants à notre étude. Il est donc intéressant de regarder l'effet de la stimulation rythmique en ciblant davantage la population cible.

Ainsi, lorsque que l'on divise notre échantillon en fonction du type d'atteinte, unilatérale (N = 6) ou bilatérale (N = 6), on observe que l'augmentation de la vitesse et de la longueur des pas est bien plus importante pour les participants présentant une atteinte bilatérale. Pour la cadence, les résultats pour les deux groupes sont similaires, ce qui suggère que l'augmentation de la vitesse avec la stimulation rythmique auditive est plus importante lors d'atteinte bilatérale et est plus liée à une augmentation de la longueur des pas plutôt que de la cadence. De plus, le pourcentage le plus élevé de diminution de la largeur des pas est observé, là encore pour le groupe « atteinte bilatérale ». Quand on observe le pourcentage d'évolution du coefficient d'asymétrie entre la marche sans et avec stimulation, les résultats montrent une amélioration de la largeur de la foulée, seul paramètre qui est impacté par la RAS, plus importante également pour les atteintes bilatérales. Ainsi, en plus d'une diminution plus marquée du polygone de sustentation à la marche lorsque l'atteinte touche les deux membres inférieurs, la projection du centre de masse serait également plus centrée avec l'utilisation d'un indicage sonore. L'effet de la RAS sur la durée des différentes phases du cycle quant à lui ne diffère pas en fonction de la topographie de l'atteinte

Concernant les effets de la stimulation rythmique sur la marche en fonction du niveau GMFCS, on observe une augmentation bien plus importante de la vitesse et de la longueur des pas pour les patients ayant un GMFCS de niveau 2 et ce, pour tous les tempos. Ceci est logique et est en adéquation avec l'hypothèse de l'existence d'un effet plafond exposée précédemment. En effet, plus le GMFCS est élevé, moins les troubles de la marche sont importants et donc moins la marge de progression est élevée. La cadence, quant à elle, suit une évolution similaire dans les deux groupes entre la marche avec et sans stimulation rythmique, ce qui s'explique par une qualité de la synchronisation entre les pas et le métronome équivalente dans les deux groupes. Cependant, l'amélioration de la symétrie droite/gauche pour la largeur des pas est bien plus importante pour les enfants présentant un GMFCS de niveau 2 ; alors que la diminution de la largeur de la foulée est équivalente voire un peu plus marquée dans le groupe GMFCS de niveau 1. L'effet de la RAS sur la durée relative des phases d'appui et d'oscillation est similaire dans les deux groupes.

Enfin, lorsque l'on s'intéresse à l'âge des individus composant notre échantillon, on observe là encore un impact inégal de la RAS sur la vitesse de marche, la longueur des pas et la largeur de la foulée alors qu'aucune différence n'est notable pour la cadence et la durée des phases du cycle de marche. En effet, l'augmentation de la vitesse et de la longueur des pas est plus importante pour les individus les plus âgés (> 12 ans) et la diminution du polygone de sustentation à la marche est plus importante pour ces mêmes personnes pour des fréquences de stimulation rythmique égale et supérieure de 5% à la cadence spontanée. L'hypothèse selon laquelle les enfants plus âgés parviennent à une synchronisation de meilleure qualité entre le stimulus auditif et l'attaque du pas ne peut pas être retenue compte tenu d'une évolution similaire de la cadence entre les groupes. Il serait intéressant de répéter l'étude de l'impact de la stimulation rythmique sur les paramètres de la marche en fonction de l'âge avec une population plus importante pour voir si cette tendance est confirmée. En outre, encore une fois, l'asymétrie de la largeur des pas est améliorée pour le groupe pour lequel la diminution du polygone de sustentation à la marche est la moins importante avec la RAS par rapport à la marche libre. Cette évolution en sens inverse est étonnante et nécessite des études sur de plus grands échantillons pour la confirmer ou l'infirmer.

Les subtilités soulevées par l'étude de l'impact de la stimulation rythmique en fonction des caractéristiques topographiques, fonctionnelles et démographiques de la population sont intéressantes et invitent à une seconde lecture des tendances observées pour la globalité de l'échantillon. Cependant, la faible taille des sous-groupes ne permet aucunement de conclure. Cet éclairage invite également, pour les investigations futures,

à repenser les protocoles pour diminuer l'hétérogénéité des caractéristiques des individus composant l'échantillon. Ceci permettrait alors de savoir si l'utilisation de la stimulation rythmique dans la rééducation de la marche est utile pour tous les enfants PC et dans quelle mesure elle peut améliorer leurs paramètres de marche en fonction de la présentation clinique des enfants.

VI.1.4. Les paramètres cinématiques

Analyse des courbes cinématiques

Les résultats de notre étude ne permettent d'objectiver aucune différence statistiquement significative entre la cinématique des membres inférieurs lors de la marche avec et sans stimulation rythmique auditive par l'analyse SPM, pour aucune articulation et dans aucun plan de l'espace. La RAS a cependant modifié la cinématique de la marche de manière non significative. Nous allons ici analyser ces résultats et les mettre en relief avec ceux présents dans la littérature. L'utilisation d'analyse quantifiée du mouvement pour explorer les effets de la RAS sur le patron de marche est cependant, à notre connaissance, inédite dans le cadre de la paralysie cérébrale chez l'enfant. Nos comparaisons se baseront donc sur les études de Kim (60,62), Shin (59) et Pau (63), seules publications sur le sujet mais réalisées dans le cadre de la maladie de Parkinson, l'hémiplégie post-AVC et la paralysie cérébrale chez l'adulte. En plus d'être réalisées pour des populations différentes, il est à noter également que la méthode d'analyse statistique des courbes cinématiques employée n'est pas la même que la nôtre. En effet, en utilisant la SPM, nous obtenons une comparaison de l'effet de la RAS en tout point du cycle de marche et non pour seulement quelques points de référence.

Concernant la cinématique du bassin, l'augmentation de l'antéversion observée avec stimulation rythmique sur toute la durée du cycle de marche et pour toutes les fréquences de stimulation n'est pas en adéquation avec les résultats retrouvés dans la littérature qui montraient tous une diminution significative de l'antéversion pelvienne. Cette dernière étant généralement augmentée lors de la marche pathologique, nous majorons ici ce trouble, cet effet péjoratif de la RAS sur la cinématique pelvienne dans le plan sagittal n'ayant jamais été montré, au contraire. Non significative, cette tendance observée ici peut être liée à la faible taille de l'échantillon et nécessite d'autres études sur une population pédiatrique de paralysés cérébraux pour être confirmée ou infirmée.

Les variations d'angle articulaire de la hanche au cours du cycle de marche entre la marche avec et sans stimulation rythmique auditive sont absentes dans les plans sagittal

et frontal. Kim et Pau retrouvaient cependant une augmentation de l'amplitude articulaire de la coxo-fémorale dans le plan sagittal avec une augmentation significative des valeurs maximales de flexion et d'extension qui contribuait largement à l'augmentation de la longueur des pas et donc, indirectement, de la vitesse de marche. Bien que nous ne retrouvions pas ces éléments dans l'analyse cinématique, notre étude confirme les tendances d'augmentation de longueur du pas et de vitesse au cours de la marche. Ceci signifie que les modifications retrouvées dans les paramètres spatiotemporels doivent trouver leur origine sur les articulations distales. Voyons donc l'impact de la RAS sur la cinématique du genou et de la cheville.

Mise à part une augmentation non significative du varus du genou dans la première moitié de la phase oscillante, aucun effet notable de la stimulation rythmique auditive sur la cinématique n'a pu être montré. Ceci est concordant avec les données de la littérature qui ne retrouvent pas de résultat significatif sur la cinématique du genou lors de l'application de la RAS par rapport à la marche libre. En synergie avec l'augmentation des angles de flexion-extension de hanche dans le plan sagittal, une augmentation non significative de la flexion de genou était toutefois retrouvée.

Concernant la cheville cependant, on note une flexion plantaire qui débute un peu plus précocement en fin de phase d'appui et qui est plus importante en fin de phase d'appui et en début de phase oscillante, c'est-à-dire lors des phases de pré-oscillation et de propulsion quand l'enfant marche avec stimulation rythmique par rapport à la marche libre. Cette variation dans la cinématique de la cheville n'est pas retrouvée dans la littérature. Face aux divergences retrouvées pour l'impact de la RAS sur la cinématique des membres inférieurs, nous pouvons émettre l'hypothèse que, lorsqu'elle est appliquée à des enfants paralysés cérébraux, l'amélioration des paramètres spatiotemporels observée - notamment en termes de longueur du pas et de vitesse de marche - avec la stimulation rythmique auditive est corrélée à une meilleure propulsion du fait des modifications précitées dans les paramètres cinématiques de la cheville. L'impact serait alors différent de celui retrouvé dans les études précédentes sur d'autres populations pour lesquelles l'augmentation de la longueur des pas et de la vitesse de marche est plus en lien avec une amélioration de la cinématique des articulations proximales (i.e. bassin et hanche). Ces résultats sont toutefois à tempérer du fait de la faible taille de l'échantillon et nécessitent des études de plus grande ampleur pour les vérifier. De plus, il est à noter que cette différence peut être liée à la population cible des études mais également au type d'effet observé. En effet, dans notre étude, nous recherchions un effet immédiat tandis que les études précédentes s'intéressaient à un effet à long terme après un protocole d'entraînement.

Le GDI

Indicateur global de la qualité de marche, la comparaison du GDI entre la marche avec et sans stimulation rythmique auditive montre une tendance à l'amélioration pour des fréquences de stimulation égale et supérieure de 5% à la cadence spontanée. Cette amélioration est toutefois non significative et sous le seuil cliniquement pertinent. La tendance retrouvée ici confirme l'impact positif de la RAS sur le GDI retrouvé dans la littérature. Son augmentation significative avait en effet été démontrée par Kim et Shin dans la paralysie cérébrale chez l'adulte et en post AVC, sans toutefois dépasser le seuil minimum cliniquement pertinent (53,59,62).

L'augmentation moins importante du GDI avec la stimulation rythmique mise en évidence dans notre étude peut être liée à la taille de l'échantillon, trop faible pour obtenir des résultats significatifs. Elle est cependant cohérente avec les divergences dans les résultats sur la cinématique de la marche. En effet, l'augmentation significative du GDI retrouvée dans la littérature est en lien avec une amélioration significative de la cinématique des articulations proximales des membres inférieurs à la marche. Dans notre étude, même si une amélioration de la propulsion, mise en évidence par l'amélioration de la cinématique de la cheville, est observée, la majoration de l'antéversion du bassin majore l'écart de la cinématique pelvienne aux valeurs normatives.

VI.1.5. La dépense énergétique

Bien que l'hypothèse d'une diminution de la dépense énergétique ait été émise face à l'amélioration du contrôle musculaire permis par la stimulation rythmique, à notre connaissance, aucune étude n'a mesuré l'impact de la RAS sur la dépense énergétique à la marche. Calculé à partir du *Physiological Cost Index*, le pourcentage d'évolution de la dépense énergétique entre la marche sans et avec stimulation rythmique a très légèrement augmenté. Cette augmentation peut être liée à la faible taille de l'échantillon, d'autant que le PCI n'a pu être calculé que pour 7 des 12 participants à l'étude.

Il est tout de même intéressant de noter l'absence de variation significative de la dépense énergétique, qu'elle soit positive ou négative. En effet, bien que nous ne puissions pas confirmer l'hypothèse d'une diminution de dépense énergétique lors de la marche avec RAS par rapport à une marche libre, nous pouvons dire qu'ajouter une consigne de synchronisation des pas avec une stimulation auditive n'augmente pas le PCI des enfants à la marche.

VI.2. Limites de l'étude et pistes d'amélioration du protocole

La principale limite concernant les résultats de cette étude est la faible taille de la population. De ce fait, les données peuvent manquer de puissance pour détecter certains effets. De plus, ceci ne nous permet pas de généraliser les résultats à l'ensemble de la population d'enfants paralysés cérébraux car l'échantillon peut ne pas être représentatif.

L'étude réalisée dans le cadre de ce mémoire est une étude pilote qui, si elle montre les preuves de sa faisabilité et de son intérêt, peut servir de base pour des études de plus grande envergure. Ces deux points ayant été démontrés, les résultats de cette étude ont mis en évidence des éléments perfectibles dans la construction du protocole. Voyons ici les pistes d'amélioration du protocole et les recommandations que nous proposons pour les études ultérieures.

Concernant le design de l'étude, du fait du caractère exploratoire de l'étude pilote et du faible nombre de participants inclus, nous avons fait le choix de comparer les résultats obtenus pour chaque patient avec et sans la stimulation rythmique auditive lors de la marche. Ainsi, chaque patient était son propre contrôle. Pour des études ultérieures, nous recommandons de répartir de manière aléatoire la population de l'étude en un groupe intervention pour lequel la RAS sera utilisée et un groupe contrôle n'utilisant pas la RAS. Un essai contrôlé randomisé serait alors obtenu, ajoutant ainsi de la puissance à l'étude et permettant d'attribuer ou non les effets observés à la stimulation rythmique auditive et non aux séances de rééducation de la marche qu'elles soient réalisées avec ou sans RAS.

Concernant le type d'effet recherché, notre étude s'est intéressée uniquement à l'effet immédiat de la stimulation rythmique. Il semblerait toutefois plus pertinent, au vu de nos résultats et de ceux retrouvés dans la littérature, d'explorer l'effet de la RAS à moyen ou long terme à la place de son effet immédiat.

Concernant l'hétérogénéité des tableaux cliniques dans la paralysie cérébrale, les résultats de notre étude pilote ont cherché à explorer si elle pouvait influencer sur les effets observés. En effet, l'augmentation de la longueur des pas et de la vitesse de marche ainsi que la diminution de la largeur des pas avec la stimulation rythmique sont plus importantes pour les participants présentant une atteinte bilatérale par rapport à une atteinte unilatérale. On retrouve ceci également pour les enfants présentant un GMFCS de niveau 2 par rapport à ceux dans le groupe GMFCS 1. Lorsque l'on compare en fonction de l'âge, de meilleurs résultats sont observés pour le groupe avec les participants les plus âgés par rapport au groupe des plus jeunes. Cependant, chaque

fois, les résultats sont non significatifs et obtenus pour des sous-groupes contenant peu d'individus. L'étude des effets de la RAS en ciblant d'avantage les caractéristiques de la population permettrait de savoir s'il existe ou non des profils de patient qui seraient plus répondeurs que les autres à la stimulation rythmique.

Concernant la fréquence de stimulation, le choix de tester différents tempos (inférieur, égal et supérieur à la cadence spontanée) est novateur, aucune étude, à notre connaissance, n'ayant comparé les effets des différents tempos sur la marche des enfants paralysés cérébraux. De plus, le choix d'une randomisation de l'ordre d'application de ces fréquences de stimulation lors de la marche est judicieux car il permet d'éliminer un biais par effet apprentissage. Cependant, du fait de l'absence de significativité des résultats, nous recommandons de choisir une variation plus importante de la fréquence de stimulation par rapport à la cadence spontanée. Par exemple, des études futures peuvent faire le choix de comparer les effets de la stimulation rythmique pour des fréquences de stimulation égale mais aussi inférieure et supérieure de 10% à la cadence spontanée.

Concernant le type de stimulation, nous avons ici fait le choix d'utiliser un simple signal sonore donné par métronome. D'autres types de stimulation rythmique sont également utilisés dans la littérature parmi lesquels on retrouve l'utilisation de musiques de tous genres en fonction de goûts musicaux des participants dont le tempo est parfois accentué par un musicothérapeute pour un meilleur repérage rythmique. Ce choix dans le type de stimulation rythmique est intéressant car il apporterait en plus, une notion de motivation importante, cette dernière ayant un impact non négligeable en rééducation. Cependant, il repose sur une capacité suffisante des enfants à repérer le tempo au sein de la musique. Si cette capacité est démontrée comme étant suffisante, nous recommandons effectivement l'utilisation de musique rythmée à la place d'un simple signal métronomique. En outre, dans le protocole de cette étude pilote, le signal sonore était amplifié par une enceinte. Les bruits environnants ou une moins bonne perception du son lorsque l'enfant s'éloigne de l'enceinte sont des biais qui perturbent la réalisation de l'exercice de marche. Ainsi, nous recommandons pour les études futures l'utilisation d'un casque pour s'assurer d'une perception constante de la stimulation rythmique pendant l'exercice de marche avec RAS.

Concernant l'effet de la RAS sur la dépense énergétique, les méthodes de calcul indirectes utilisées à travers des indices comme le PCI ou l'IDE sont des approximations dont la pertinence clinique est difficilement appréhendable. Ainsi, nous recommandons

d'étudier à la place l'impact de la stimulation rythmique auditive sur l'endurance des patients.

D'autre part, certains aspects de l'impact de la stimulation rythmique auditive n'ont encore jamais été étudiés dans la paralysie cérébrale. C'est le cas de l'activité musculaire des muscles des membres inférieurs lors de la marche. Pour les patients après un AVC, Thaut et al. ont mis en évidence un effet positif de la stimulation rythmique avec une diminution des co-contractions et de la variabilité de l'activité musculaire (33). En gardant un protocole similaire à celui réalisé dans notre étude, qui inclue une analyse quantifiée du mouvement, les données cinétiques et électromyographiques sont également enregistrées. Non traités de ce travail, il serait toutefois intéressant d'étudier les effets de la RAS sur l'activité musculaire en explorant l'activité on/off des muscles (co-contractions), le timing de cette activité (en lien avec la cinématique pour savoir si elle est précoce, retardée ou prolongée), son intensité et la présence d'une éventuelle spasticité.

En outre, l'hétérogénéité du type d'effet recherché (i.e. immédiat ou rétention à court et long terme) dans la littérature concernant la stimulation rythmique auditive et la marche des paralysés cérébraux rend l'interprétation globale des effets de la RAS sur les paramètres de marche difficile. Le protocole de cette étude pilote a été conçu pour explorer uniquement les effets immédiats de la stimulation rythmique auditive. Nous recommandons pour les recherches ultérieures une investigation précise de l'effet immédiat de la RAS sur les paramètres de marche mais également de la rétention de cet effet à court, moyen et long terme, après un protocole d'entraînement à la marche avec stimulation rythmique.

La revue de littérature de Novak (24) et le succès des thérapies intensives dans la rééducation des enfants atteints de paralysie cérébrale montrent l'efficacité d'un grand nombre de répétitions d'activités orientées vers un but pour l'apprentissage moteur. Il serait intéressant d'observer sur les effets obtenus au terme de différents protocoles d'entraînement à la marche avec stimulation rythmique et d'objectiver la relation dose-effet en termes de nombre, fréquence et durée des séances.

VI.3. Implications théoriques et cliniques

L'existence d'un impact de la stimulation rythmique sur la marche des enfants paralysés cérébraux nous laisse supposer une transférabilité des mécanismes neurologiques de synchronisation auditivo-motrice démontrés chez l'adulte à cette population. Cependant, les recherches effectuées chez l'adulte portant sur des pathologies neurologiques acquises, ces patients présentaient des antécédents de démarche typique. Dans la paralysie cérébrale, les personnes atteintes n'ont pas d'expérience de marche antérieure à l'atteinte cérébrale. Nous supposons alors des modèles d'apprentissage moteur différents, qu'il serait intéressant d'étudier.

L'anticipation du mouvement permise par la stimulation rythmique et l'amorçage des voies motrices par les voies auditives permettent une amélioration des paramètres spatiotemporels et cinématiques de la marche. L'application de cet outil dans la pratique quotidienne des masseurs-kinésithérapeutes pour la rééducation de la marche des enfants paralysés cérébraux est simple car elle ne nécessite ni formation, ni matériel particulier (si ce n'est un métronome électronique ou un téléphone portable muni d'une application métronome), ni temps supplémentaire pour sa mise en œuvre. De futures études s'intéressant aux caractéristiques des enfants, aux types de stimulation et à la relation dose-effet sont cependant nécessaires pour connaître les modalités optimales de l'application clinique de la stimulation rythmique auditive.

La simplicité de mise en œuvre pratique des interventions de type musicothérapie interroge sur le champ d'application de telles techniques qui sont pourtant encore trop peu utilisées. En dehors des séances de rééducation, la connaissance des effets du rythme sur le plan moteur, même en l'absence de mouvement, donne des pistes d'activités telles que la musique ou la danse adaptée à proposer aux enfants et leur famille pour l'amélioration du contrôle moteur.

VII. CONCLUSION

La stimulation rythmique auditive a fait ses preuves pour l'amélioration des paramètres de marche des personnes présentant une pathologie neurologique acquise telle que l'AVC ou la maladie de Parkinson. Pour pallier les manques de la littérature sur l'utilisation de la stimulation rythmique auditive dans le cadre de la paralysie cérébrale, nous avons réalisé un protocole afin de répondre à la problématique suivante : quels sont effets immédiats de la stimulation rythmique auditive sur les paramètres de marche de l'enfant paralysé cérébral ?

Cette étude pilote a testé et confirmé la faisabilité et l'intérêt du protocole proposé. Elle a en effet montré des résultats cohérents avec ceux retrouvés dans la littérature sur une tendance à l'amélioration de la cadence, de la vitesse de marche et de la longueur des pas des enfants paralysés cérébraux lors de l'ajout de stimulation rythmique auditive pendant la marche. La symétrie des temps d'appui entre les membres inférieurs n'a cependant pas été impactée. Les résultats de l'étude montrent également une diminution de la largeur des pas, ce qui supposerait un meilleur équilibre dynamique lors de la marche. Cet effet n'avait, à notre connaissance, jamais été démontré pour la paralysie cérébrale et nécessite d'autres études pour être vérifié. De même, à notre connaissance, cette étude est la première à étudier les effets de la stimulation rythmique auditive sur la cinématique des enfants paralysés cérébraux. Les résultats obtenus à ce sujet diffèrent de ceux retrouvés chez l'adulte. L'impact sur les paramètres spatiotemporels sont en effet en lien avec des modifications de la cinématique de la cheville, alors que les résultats chez l'adulte montrent un effet plus proximal de la RAS sur la cinématique qui impacte davantage le bassin et la hanche. Enfin, le coût énergétique de la marche a également été étudié mais ne montre pas modification notable lors de l'ajout de la stimulation rythmique auditive à la marche.

L'ensemble des résultats de cette étude n'est cependant pas significatif et nécessite des études de plus grande envergure pour confirmer ou infirmer les effets immédiats de la stimulation rythmique auditive sur la marche des enfants paralysés cérébraux. En effet, la principale limite est ici la taille de l'échantillon, trop petite pour être représentative de la population totale d'enfants paralysés cérébraux.

Face aux manques de la littérature quant au choix de la fréquence de stimulation rythmique, le protocole s'est attaché à comparer chacun des résultats obtenus pour différentes fréquences de stimulation (i.e. égale, supérieure ou inférieure de 5% à la cadence spontanée). Là encore aucune différence significative n'a pu être observée entre les trois fréquences de stimulation. Nous recommandons donc l'utilisation de

variations plus importantes par rapport à la cadence spontanée dans le choix de la fréquence de stimulation.

De plus, outre le faible nombre de participants inclus, nous supposons que l'absence de résultat significatif est également liée à l'hétérogénéité des tableaux cliniques rencontrés dans la population d'enfants paralysés cérébraux. En effet, cette étude pilote a permis la mise en évidence d'effets différents de la stimulation rythmique auditive en fonction de la topographie de l'atteinte, du niveau fonctionnel de l'enfant et de son âge. Elle suggère donc la prise en considération des caractéristiques topographiques, fonctionnelles et démographiques des enfants composant les populations des études ultérieures.

Cependant, même en l'absence de résultats significatifs, la démonstration d'un impact immédiat de la stimulation rythmique auditive sur les paramètres spatiotemporels et cinématiques de la marche des enfants paralysés cérébraux et la cohérence des résultats avec ceux retrouvés dans la littérature appuient les recommandations de l'utilisation de cet outil dans la rééducation de la marche pour cette population. D'autres études sont toutefois nécessaires pour obtenir des résultats pouvant être généralisés à la population totale d'enfants paralysés cérébraux ; mais également pour définir les modalités d'application optimales de la stimulation rythmique dans la rééducation de la marche et déterminer l'existence ou non d'une population cible répondant mieux à la stimulation rythmique.

Pour conclure, la stimulation rythmique auditive est un adjuvant non invasif, accessible, simple et ludique que nous recommandons dans la rééducation de la marche des enfants paralysés cérébraux.

BIBLIOGRAPHIE

1. Thaut M. *Rhythm, Music, and the Brain: Scientific Foundations and Clinical Applications*. 1^{re} éd. Routledge; 2005.
2. Thaut MH, Abiru M. Rhythmic Auditory Stimulation in Rehabilitation of Movement Disorders: A Review Of Current Research. *Music Percept.* avr 2010;27(4):263-9.
3. Rosenbaum P, Paneth N, Leviton A, Goldstein M, Bax M. A report: the definition and classification of cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol.* févr 2007;49:8-14.
4. Ghai S, Ghai I, Effenberg AO. Effect of rhythmic auditory cueing on gait in cerebral palsy: a systematic review and meta-analysis. *Neuropsychiatr Dis Treat.* 2018;14:43-59.
5. Institut national de la santé et de la recherche médicale (France). *Déficiences et handicaps d'origine périnatale: dépistage et prise en charge*. Paris: Inserm; 2004.
6. Cans C. Épidémiologie de la paralysie cérébrale (« cerebral palsy » ou cp). *Mot Cérébrale Réadapt Neurol Dév.* juin 2005;26(2):51-8.
7. Cans C, Dolk H, Platt M, Colver A, Prasauskene A, Rägelo-Mann IK. Recommendations from the SCPE collaborative group for defining and classifying cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol.* févr 2007;49:35-8.
8. Palisano R, Rosenbaum P, Walter S, Russell D, Wood E, Galuppi B. Development and reliability of a system to classify gross motor function in children with cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol.* 1997;39(4):214-23.
9. Palisano RJ, Rosenbaum P, Bartlett D, Livingston MH. Content validity of the expanded and revised Gross Motor Function Classification System. *Dev Med Child Neurol.* oct 2008;50(10):744-50.
10. Sutherland DH, Olshen R, Cooper L, Woo SL. The development of mature gait. *J Bone Joint Surg Am.* avr 1980;62(3):336-53.
11. Gage JR. *Gait analysis in cerebral palsy*. London: MacKeith; 1991. 206 p. (Clinics in developmental medicine).
12. Jahn K, Deutschländer A, Stephan T, Kalla R, Hüfner K, Wagner J, et al. Supraspinal locomotor control in quadrupeds and humans. In: *Progress in Brain Research*. Elsevier; 2008. p. 353-62.
13. Guertin PA. Central Pattern Generator for Locomotion: Anatomical, Physiological, and Pathophysiological Considerations. *Front Neurol.* 2013;3.
14. Rossignol S, Dubuc R, Gossard J-P. Dynamic Sensorimotor Interactions in Locomotion. *Physiol Rev.* janv 2006;86(1):89-154.
15. Viel E. *La marche humaine, la course et le saut: biomécanique, explorations, normes et dysfonctionnements*. Paris: Masson; 2000. 280 p. (Le point en rééducation et en APS).

16. Whittle MW. Gait analysis: an introduction. 4th ed. Edinburgh: Butterworth-Heinemann, Elsevier; 2007. 244 p.
17. Beckung E, Hagberg G, Uldall P, Cans C, for Surveillance of Cerebral Palsy in Europe. Probability of Walking in Children With Cerebral Palsy in Europe. PEDIATRICS. 1 janv 2008;121(1):e187-92.
18. Dobson F, Morris ME, Baker R, Graham HK. Gait classification in children with cerebral palsy: A systematic review. Gait Posture. janv 2007;25(1):140-52.
19. Johnston TE, Moore SE, Quinn LT, Smith BT. Energy cost of walking in children with cerebral palsy: relation to the Gross Motor Function Classification System. Dev Med Child Neurol. 2004;46(1):34-8.
20. Van Den Hecke A, Malghem C, Renders A, Detrembleur C, Palumbo S, Lejeune TM. Mechanical Work, Energetic Cost, and Gait Efficiency in Children With Cerebral Palsy: J Pediatr Orthop. sept 2007;27(6):643-7.
21. Whittle MW. Clinical gait analysis: A review. Hum Mov Sci. juin 1996;15(3):369-87.
22. Mackey AH, Walt SE, Lobb GA, Stott NS. Reliability of upper and lower limb three-dimensional kinematics in children with hemiplegia. Gait Posture. août 2005;22(1):1-9.
23. Schwartz MH, Rozumalski A. The gait deviation index: A new comprehensive index of gait pathology. Gait Posture. oct 2008;28(3):351-7.
24. Novak I, McIntyre S, Morgan C, Campbell L, Dark L, Morton N, et al. A systematic review of interventions for children with cerebral palsy: state of the evidence. Dev Med Child Neurol. oct 2013;55(10):885-910.
25. Schaefer RS. Auditory rhythmic cueing in movement rehabilitation: findings and possible mechanisms. Philos Trans R Soc B Biol Sci [Internet]. nov 2014 [cité 15 déc 2017];369(1658). Disponible sur: <http://rstb.royalsocietypublishing.org/cgi/doi/10.1098/rstb.2013.0402>
26. Thaut MH, Tian B, Azimi-Sadjadi MR. Rhythmic finger tapping to cosine-wave modulated metronome sequences: Evidence of subliminal entrainment. Hum Mov Sci. déc 1998;17(6):839-63.
27. Grahn JA, Brett M. Rhythm and Beat Perception in Motor Areas of the Brain. J Cogn Neurosci. mai 2007;19(5):893-906.
28. Grahn JA, Rowe JB. Feeling the Beat: Premotor and Striatal Interactions in Musicians and Nonmusicians during Beat Perception. J Neurosci. 10 juin 2009;29(23):7540-8.
29. Chen JL, Penhune VB, Zatorre RJ. Listening to Musical Rhythms Recruits Motor Regions of the Brain. Cereb Cortex. 1 déc 2008;18(12):2844-54.
30. Thaut MH, McIntosh GC, Prassas SG, Rice RR. Effect of Rhythmic Auditory Cueing on Temporal Stride Parameters and EMG Patterns in Normal Gait. Neurorehabil Neural Repair. 1 janv 1992;6(4):185-90.

31. Peters JS. Music therapy: an introduction. 2nd ed. Springfield, Ill: C.C. Thomas; 2000. 474 p.
32. Roerdink M, Lamoth CJ, Kwakkel G, van Wieringen PC, Beek PJ. Gait Coordination After Stroke: Benefits of Acoustically Paced Treadmill Walking. *Phys Ther*. 1 août 2007;87(8):1009-22.
33. Thaut MH, McIntosh GC, Prassas SG, Rice RR. Effect of Rhythmic Auditory Cueing on Temporal Stride Parameters and EMG. Patterns in Hemiparetic Gait of Stroke Patients. *Neurorehabil Neural Repair*. 1 janv 1993;7(1):9-16.
34. McIntosh GC, Brown SH, Rice RR, Thaut MH. Rhythmic auditory-motor facilitation of gait patterns in patients with Parkinson's disease. *J Neurol Neurosurg Psychiatry*. janv 1997;62(1):22-6.
35. Hausdorff JM, Lowenthal J, Herman T, Gruendlinger L, Peretz C, Giladi N. Rhythmic auditory stimulation modulates gait variability in Parkinson's disease: Effects of RAS on gait variability in PD. *Eur J Neurosci*. 17 oct 2007;26(8):2369-75.
36. Arias P, Cudeiro J. Effects of rhythmic sensory stimulation (auditory, visual) on gait in Parkinson's disease patients. *Exp Brain Res*. avr 2008;186(4):589-601.
37. Hurt null, Rice null, McIntosh null, Thaut null. Rhythmic Auditory Stimulation in Gait Training for Patients with Traumatic Brain Injury. *J Music Ther*. 1998;35(4):228-41.
38. Thaut MH, McIntosh GC, Rice RR. Rhythmic facilitation of gait training in hemiparetic stroke rehabilitation. *J Neurol Sci*. 22 oct 1997;151(2):207-12.
39. Thaut MH, Leins AK, Rice RR, Argstatter H, Kenyon GP, McIntosh GC, et al. Rhythmic Auditory Stimulation Improves Gait More Than NDT/Bobath Training in Near-Ambulatory Patients Early Poststroke: A Single-Blind, Randomized Trial. *Neurorehabil Neural Repair*. sept 2007;21(5):455-9.
40. Miller RA, Thaut MH, McIntosh GC, Rice RR. Components of EMG symmetry and variability in parkinsonian and healthy elderly gait. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol Mot Control*. févr 1996;101(1):1-7.
41. Thaut MH, McIntosh GC, Rice RR, Miller RA, Rathbun J, Brault JM. Rhythmic auditory stimulation in gait training for Parkinson's disease patients. *Mov Disord Off J Mov Disord Soc*. mars 1996;11(2):193-200.
42. McIntosh GC, Rice RR, Hurt CP, Thaut MH. Long-term training effects of rhythmic auditory stimulation on gait in patients with Parkinson's disease. *Mov Disord*. 1998;13(Suppl. 2)(212).
43. Ford MP, Malone LA, Nyikos I, Yelisetty R, Bickel CS. Gait Training With Progressive External Auditory Cueing in Persons With Parkinson's Disease. *Arch Phys Med Rehabil*. août 2010;91(8):1255-61.
44. Ghai S, Ghai I. Effects of Rhythmic Auditory Cueing in Gait Rehabilitation for Multiple Sclerosis: A Mini Systematic Review and Meta-Analysis. *Front Neurol*. 11 juin 2018;9.

45. de l'Etoile SK. The effect of rhythmic auditory stimulation on the gait parameters of patients with incomplete spinal cord injury: an exploratory pilot study: *Int J Rehabil Res.* juin 2008;31(2):155-7.
46. Thaut MH, Miltner R, Lange HW, Hurt CP, Hoemberg V. Velocity modulation and rhythmic synchronization of gait in Huntington's disease. *Mov Disord Off J Mov Disord Soc.* sept 1999;14(5):808-19.
47. Thaut MH, Hurt CP, Dragan D, McIntosh GC. Rhythmic entrainment of gait patterns in children with cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol.* 1998;40(78):15.
48. Kwak EE. Effect of rhythmic auditory stimulation on gait performance in children with spastic cerebral palsy. *J Music Ther.* 2007;44(3):198-216.
49. Baram Y, Lenger R. Gait Improvement in Patients with Cerebral Palsy by Visual and Auditory Feedback. *Neuromodulation Technol Neural Interface.* janv 2012;15(1):48-52.
50. Varsamis P, Kartasidou L. Effects of rhythmic auditory stimulation on controlling stepping cadence of individuals with mental retardation and cerebral palsy. *Int J Spec Educ.* 2012;27(3):68-75.
51. Wang T-H, Peng Y-C, Chen Y-L, Lu T-W, Liao H-F, Tang P-F, et al. A Home-Based Program Using Patterned Sensory Enhancement Improves Resistance Exercise Effects for Children With Cerebral Palsy: A Randomized Controlled Trial. *Neurorehabil Neural Repair.* oct 2013;27(8):684-94.
52. Jiang A. The Effect of Rhythmic Auditory Stimulation on Gait in Young Children with Spastic Cerebral Palsy [Master's thesis]. University of Miami; 2013.
53. Kim SJ, Shin Y-K, Yoo GE, Chong HJ, Cho S-R. Changes in gait patterns induced by rhythmic auditory stimulation for adolescents with acquired brain injury. *Ann N Y Acad Sci.* déc 2016;1385(1):53-62.
54. IJzerman MJ, Nene AV. Feasibility of the physiological cost index as an outcome measure for the assessment of energy expenditure during walking. *Arch Phys Med Rehabil.* déc 2002;83(12):1777-82.
55. Rose J, Medeiros JM, Parker R. Energy cost index as an estimate of energy expenditure of cerebral-palsied children during assisted ambulation. *Dev Med Child Neurol.* 12 nov 1985;27(4):485-90.
56. Rose J, Gamble JG, Medeiros J, Burgos A, Haskell WL. Energy cost of walking in normal children and in those with cerebral palsy: comparison of heart rate and oxygen uptake. *J Pediatr Orthop.* juin 1989;9(3):276-9.
57. Cristol C, Bérard C. Évaluation fonctionnelle de la marche par l'index de dépense énergétique. Valeurs de référence chez l'enfant. *Ann Réadapt Médecine Phys.* janv 1998;41(7):429-33.
58. Efraimidou V, Tsimaras V, Proios M, Christoulas K, Giagazoglou P, Sidiropoulou M, et al. The effect of a music and movement program on gait, balance and psychological parameters of adults with cerebral palsy. :8.

59. Shin Y-K, Chong HJ, Kim SJ, Cho S-R. Effect of Rhythmic Auditory Stimulation on Hemiplegic Gait Patterns. *Yonsei Med J.* 2015;56(6):1703.
60. Kim SJ, Kwak EE, Park ES, Cho S-R. Differential effects of rhythmic auditory stimulation and neurodevelopmental treatment/Bobath on gait patterns in adults with cerebral palsy: a randomized controlled trial. *Clin Rehabil.* oct 2012;26(10):904-14.
61. Thaut MH, Rice RR, Braun Janzen T, Hurt-Thaut CP, McIntosh GC. Rhythmic auditory stimulation for reduction of falls in Parkinson's disease: a randomized controlled study. *Clin Rehabil.* janv 2019;33(1):34-43.
62. Kim SJ, Kwak EE, Park ES, Don SL, Ki JK, Joo ES, et al. Changes in gait patterns with rhythmic auditory stimulation in adults with cerebral palsy. *Neurorehabilitation.* 2011;(3):233–241.
63. Pau M, Corona F, Pili R, Casula C, Sors F, Agostini T, et al. Effects of Physical Rehabilitation Integrated with Rhythmic Auditory Stimulation on Spatio-Temporal and Kinematic Parameters of Gait in Parkinson's Disease. *Front Neurol.* 11 août 2016;7.

Table des annexes

Annexe 1 : Formulaire d'information et de consentement	II
Annexe 2 : Fiche de recueil de données pour la fréquence cardiaque (exemple)	V
Annexe 3 : Pourcentage d'évolution des moyennes différents paramètres spatiotemporels pour les différentes fréquences de stimulation par rapport à la marche sans stimulation en fonction des caractéristiques de l'échantillon.....	VI
Annexe 4 : Pourcentage d'évolution du coefficient d'asymétrie pour les paramètres spatiotemporels pour la marche avec stimulation rythmique par rapport à la marche libre, en fonction des caractéristiques de l'échantillon	VII
Annexe 5 : Courbes comparatives de la cinématique du bassin lors de la marche entre la marche libre et la marche avec stimulation rythmique	VIII
Annexe 6 : Courbes comparatives de la cinématique de la hanche lors de la marche entre la marche libre et la marche avec stimulation rythmique	IX
Annexe 7 : Courbes comparatives de la cinématique du genou lors de la marche entre la marche libre et la marche avec stimulation rythmique	X
Annexe 8 : Courbes comparatives de la cinématique de la cheville et du pied lors de la marche entre la marche sans et avec stimulation rythmique	XI



Intérêt de la stimulation rythmique auditive dans la rééducation de la marche de l'enfant paralysé cérébral

FORMULAIRE D'INFORMATION ET DE CONSENTEMENT

Votre enfant est invité à participer à un projet de recherche réalisé par Cécile RIVET, étudiante en 4^{ème} année à l'Institut de Formation en Masso-Kinésithérapie de Brest, en vue de l'obtention de son diplôme d'état. Le présent document vous renseigne sur les modalités de ce projet de recherche. S'il y a des mots ou des paragraphes que vous ne comprenez pas, n'hésitez pas à poser des questions. Pour que votre enfant participe à ce projet de recherche, vous devrez apposer votre signature à la fin de ce document. Une copie signée et datée vous sera remise.

Objectifs du projet :

Le but de l'étude est d'observer et de quantifier les effets du rythme sur la marche des enfants paralysés cérébraux. Des résultats probants ouvrirait des pistes pour introduire le rythme ou la musique dans la rééducation de la marche des enfants paralysés cérébraux.

Protocole :

La participation de votre enfant à ce projet sera faite au décours d'une analyse quantifiée de la marche déjà planifiée, dans le cadre du suivi clinique de votre enfant, au laboratoire d'analyse du mouvement du CHRU de Brest. Aucun rendez-vous supplémentaire ne sera nécessaire.

Le protocole ne nécessite aucune technique invasive pour sa réalisation.

La procédure initiale suit la procédure habituelle de l'analyse quantifiée de la marche. Au cours de la session, 3 temps de marche sont ajoutés à la procédure classique :

1. Le premier temps de marche sera constitué par l'analyse de la marche habituelle, correspondant au suivi clinique de votre enfant.
2. Pour le second temps de marche, il sera demandé à votre enfant de marcher suivant un rythme correspondant à son rythme de marche spontané et donné par un métronome.
3. Pour le troisième temps de marche, il sera demandé à votre enfant de marcher en suivant un rythme correspondant à son rythme de marche spontané incrémenté de 5% (augmentation du tempo de 5%).
4. Pour le quatrième temps de marche, il sera demandé à votre enfant de marcher en suivant un rythme correspondant à son rythme de marche spontané incrémenté de 5% (diminution du tempo de 5%).

Pendant la marche, si nécessaire, votre enfant utilisera ses aides techniques habituelles.

Le rythme sera donné par un métronome électronique et diffusé par une enceinte.

Les capteurs utilisés pour le recueil de données sont ceux classiquement utilisés lors d'une analyse quantifiée de la marche. De plus, un cardiofréquencemètre sera utilisé pour mesurer la fréquence cardiaque de votre enfant et ainsi estimer sa dépense énergétique. Une caméra supplémentaire sera également présente pour obtenir le son et l'image et ainsi enregistrer la synchronisation des pas avec le rythme entendu.

Avantages :

De récentes recherches, chez l'adulte, sont en faveur de l'utilisation de la stimulation rythmique auditive dans le cadre de la paralysie cérébrale. Cette technique permettrait des améliorations immédiates des paramètres de marche comme la cadence, la vitesse ou la longueur des pas. Cependant les effets de la stimulation rythmique auditive sur la marche des enfants paralysés cérébraux doivent encore être explorés et constituent le sujet de cette étude.

Risques :

La participation de votre enfant à cette étude ne comporte aucun risque ou inconvénient.

Confidentialité :

Les données collectées au cours du projet de recherche demeureront strictement confidentielles et seront anonymisées. Aucune donnée permettant d'identifier votre enfant ne pourra être utilisée dans une publication sans votre permission.

Droit de retrait :

La participation de votre enfant est volontaire. Vous restez libre, à tout moment, de mettre fin à sa participation sans avoir à motiver votre décision ni à subir de préjudice de quelque nature que ce soit.

Contact :

Pour toute question et préoccupation concernant le protocole de ce projet de recherche ou les résultats de ce projet, vous pouvez contacter Cécile RIVET par courriel à l'adresse suivante : c.rivet@live.fr.

Consentement libre et éclairé :

Je soussigné, déclare avoir lu et compris le présent formulaire et en avoir reçu un exemplaire. Je comprends la nature et le motif de la participation de mon enfant à ce projet de recherche. J'ai eu l'occasion de poser des questions et d'en obtenir des réponses satisfaisantes.

Par la présente, j'accepte librement la participation de mon enfant à ce projet.

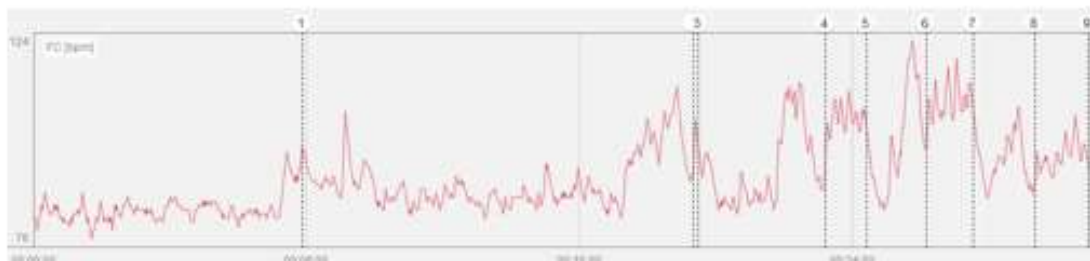
Fait à Brest, le

Signature du parent ou du représentant légal :



Fréquence cardiaque

003VICRIO
Diplégique – 6 ans



Temps	Session	FC min	FC max	FC moy
00:00	Repos	76	87	82
07:08	Tests	81	107	88
17:38	Marche sans RAS	94	113	102
18:57	Repos	82	114	94
23:10	Marche avec RAS	92	112	105
24:24	Repos	83	124	100
26:07	Marche avec RAS + 5	98	120	109
27:31	Repos	86	108	95
29:18	Marche avec RAS - 5	88	106	96
30:54	Fin	-	-	-

Rq : pour marche RAS + 5 a tendance à se caler sur le tempo au début et à accélérer à la fin. Pour marche RAS -5 bien calé.

Annexe 3 : Pourcentage d'évolution des moyennes différents paramètres spatiotemporels pour les différentes fréquences de stimulation par rapport à la marche sans stimulation en fonction des caractéristiques de l'échantillon

Pourcentage d'évolution en fonction de la topographie de l'atteinte

Variables	Atteinte unilatérale (N=6)			Atteinte bilatérale (N=6)		
	RAS vs ML	RAS+5 vs ML	RAS-5 vs ML	RAS vs ML	RAS+5 vs ML	RAS-5 vs ML
Cadence	3,60 %	6,46 %	- 1,76 %	3,57 %	9,79 %	- 0,08 %
Vitesse	7,41 %	10,81 %	- 1,94 %	12,38 %	23,63 %	5,24 %
Longueur pas	3,43 %	3,86%	- 0,29 %	8,85 %	13,02 %	5,55 %
Largeur foulée	- 1,77 %	- 0,05 %	3,18 %	-2,09 %	- 6,03 %	10,37 %
Durée PA (%)	- 0,61 %	- 0,76 %	0,57 %	- 1,27 %	- 1,85 %	0,25 %
Durée PO (%)	0,84 %	1,06 %	- 0,84 %	1,84 %	2,65 %	- 0,35 %

Pourcentage d'évolution en fonction du niveau GMFCS

Variables	GMFCS niveau 1 (N=8)			GMFCS niveau 2 (N=4)		
	RAS vs ML	RAS+5 vs ML	RAS-5 vs ML	RAS vs ML	RAS+5 vs ML	RAS-5 vs ML
Cadence	3,23 %	7,76 %	- 1,28 %	4,39 %	10,09 %	0,48 %
Vitesse	8,20 %	15,47 %	0,25 %	15,49 %	25,57 %	7,31 %
Longueur pas	4,71 %	7,03 %	1,50 %	11,29 %	14,79 %	7,21 %
Largeur foulée	- 3,93 %	- 5,08 %	7,91 %	2,62 %	- 0,27 %	6,54 %
Durée PA (%)	- 0,86 %	- 1,18 %	0,33 %	- 1,34 %	- 1,94 %	0,49 %
Durée PO (%)	1,24 %	1,71 %	-0,46 %	1,91 %	2,73 %	- 0,75 %

Pourcentage d'évolution en fonction de l'âge

Variables	< 12 ans (N=6)			> 12 ans (N=6)		
	RAS vs M	RAS+5 vs M	RAS-5 vs M	RAS vs M	RAS+5 vs M	RAS-5 vs M
Cadence	2,27 %	8,06 %	- 0,52 %	4,89 %	8,86 %	- 0,99 %
Vitesse	7,11 %	15,68 %	0,24 %	13,67 %	21,33 %	4,5 %
Longueur pas	4,77 %	7,28 %	0,98 %	8,60 %	11,43 %	5,46 %
Largeur foulée	0,08 %	0,14 %	7,17 %	- 4,00 %	- 7,42 %	7,82 %
Durée PA (%)	- 0,70 %	- 1,35 %	0,69 %	- 1,31 %	1,47 %	0,06 %
Durée PO (%)	1,01 %	1,99 %	- 0,96 %	1,86 %	2,03 %	- 0,14 %

ML = Marche libre. RAS = Marche avec stimulation rythmique à cadence spontanée. RAS+5 = Marche avec stimulation rythmique à cadence spontanée +5%. RAS-5 = Marche avec stimulation rythmique à cadence spontanée -5%. PA = Phase d'appui. PO = Phase oscillante.

Annexe 4 : Pourcentage d'évolution du coefficient d'asymétrie pour les paramètres spatiotemporels pour la marche avec stimulation rythmique par rapport à la marche libre, en fonction des caractéristiques de l'échantillon

Pourcentage d'évolution en fonction de la topographie de l'atteinte

Variable	Atteinte unilatérale (N=6)			Atteinte bilatérale (N=6)		
	RAS vs M	RAS+5 vs M	RAS-5 vs M	RAS vs M	RAS+5 vs M	RAS-5 vs M
Cadence	- 0,10 %	- 0,22 %	- 0,01 %	- 0,12 %	0,03 %	0,12 %
Vitesse	- 0,27 %	- 0,27 %	- 0,06 %	- 0,24 %	- 0,04 %	- 0,01 %
Longueur pas	0 %	0,17 %	0 %	0,22 %	0,58 %	- 0,06 %
Largeur foulée	- 6,58 %	- 1,78 %	3,16 %	- 7,82 %	- 8,55 %	- 10,51 %
Durée PA (%)	- 0,19 %	0,67 %	- 0,86 %	0,21 %	0,56 %	0,38 %
Durée PO (%)	- 0,52 %	0,71 %	- 1,33 %	0,03 %	0,49 %	0,57 %

Pourcentage d'évolution en fonction du niveau GMFCS

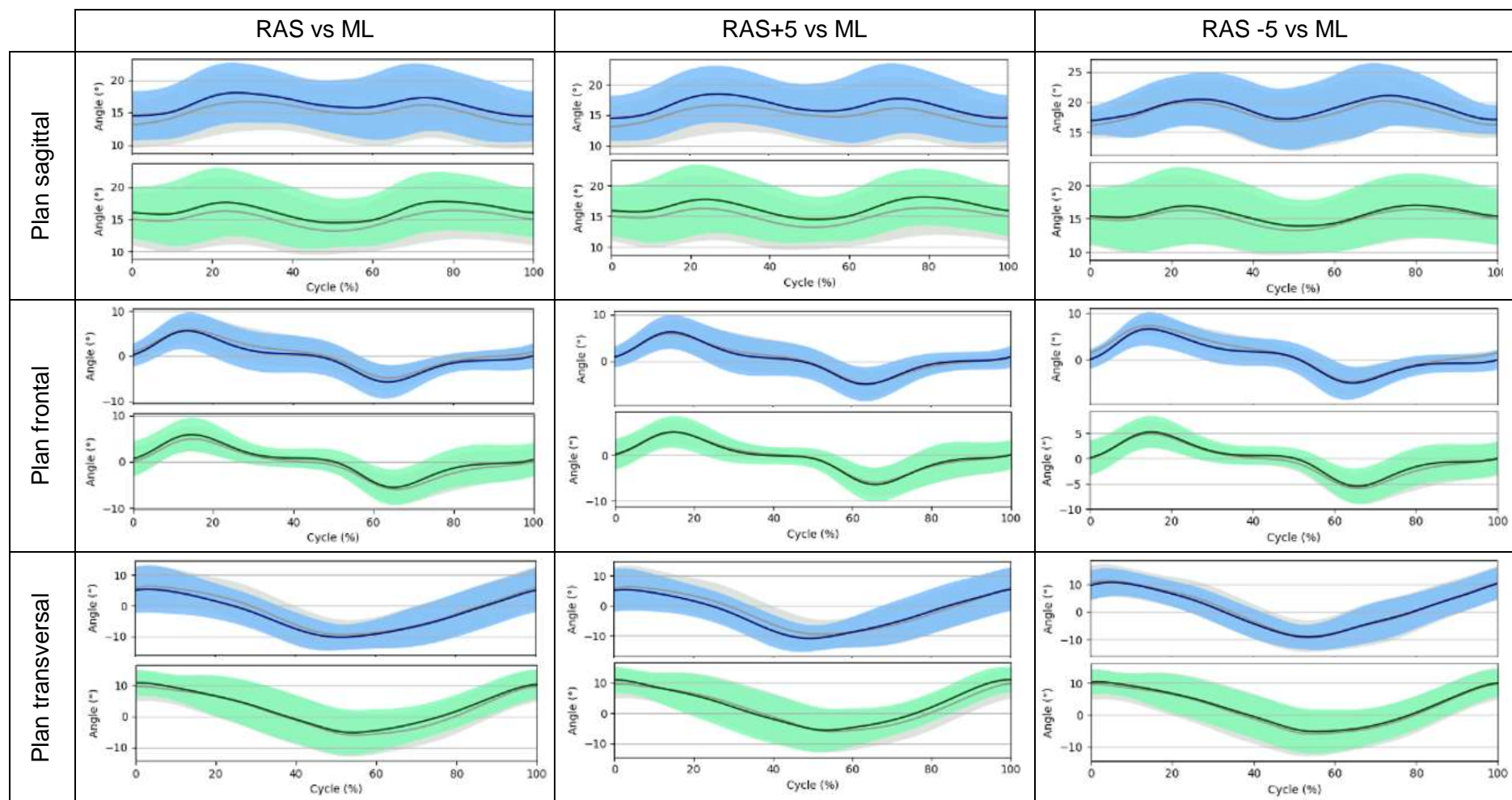
Variable	GMFCS niveau 1 (N=8)			GMFCS niveau 2 (N=4)		
	RAS vs M	RAS+5 vs M	RAS-5 vs M	RAS vs M	RAS+5 vs M	RAS-5 vs M
Cadence	- 0,17 %	- 0,28 %	- 0,07 %	0,01 %	0,44 %	0,40 %
Vitesse	- 0,43 %	- 0,11 %	- 0,04 %	0,16 %	- 0,18 %	- 0,01 %
Longueur pas	0,27 %	0,49 %	0 %	- 0,18 %	0,25 %	- 0,11 %
Largeur foulée	- 3,11 %	- 2,91 %	0,07 %	- 17,14 %	- 12,68 %	- 16,98 %
Durée PA (%)	- 0,35 %	0,19 %	- 0,59 %	0,98 %	1,55 %	0,98 %
Durée PO (%)	- 0,69 %	0,07 %	- 0,84 %	0,98 %	1,78 %	1,33 %

Pourcentage d'évolution en fonction de l'âge

Variable	< 12 ans (N=6)			> 12 ans (N=6)		
	RAS vs M	RAS+5 vs M	RAS-5 vs M	RAS vs M	RAS+5 vs M	RAS-5 vs M
Cadence	- 0,26 %	- 0,10 %	- 0,12 %	0,03 %	- 0,04 %	0,26 %
Vitesse	- 0,59 %	- 0,48 %	- 0,20 %	0,09 %	0,22 %	0,14 %
Longueur pas	- 0,06 %	0,36 %	- 0,27 %	0,32 %	0,47 %	0,20 %
Largeur foulée	- 16,44 %	- 14,36 %	- 9,34 %	1,80 %	2,67 %	- 0,75 %
Durée PA (%)	0,40 %	1,60 %	0 %	- 0,31 %	- 0,40 %	- 0,24 %
Durée PO (%)	0,50 %	2,01 %	0,04 %	- 0,87 %	- 0,85 %	- 0,42 %

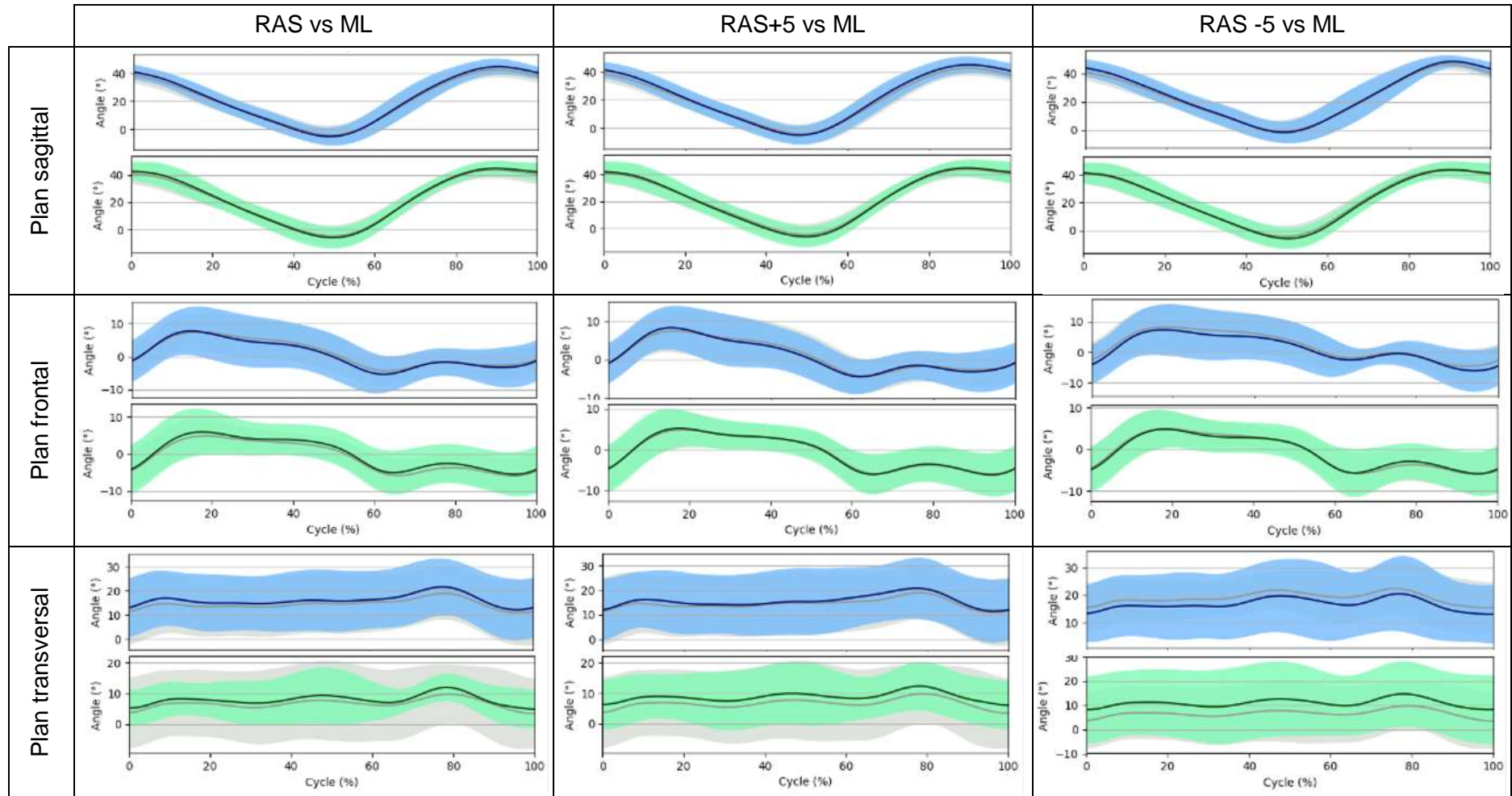
ML = Marche libre. RAS = Marche avec stimulation rythmique à cadence spontanée. RAS+5 = Marche avec stimulation rythmique à cadence spontanée +5%. RAS-5 = Marche avec stimulation rythmique à cadence spontanée -5%. PA = Phase d'appui. PO = Phase oscillante.

Annexe 5 : Courbes comparatives de la cinématique du bassin lors de la marche entre la marche libre et la marche avec stimulation rythmique



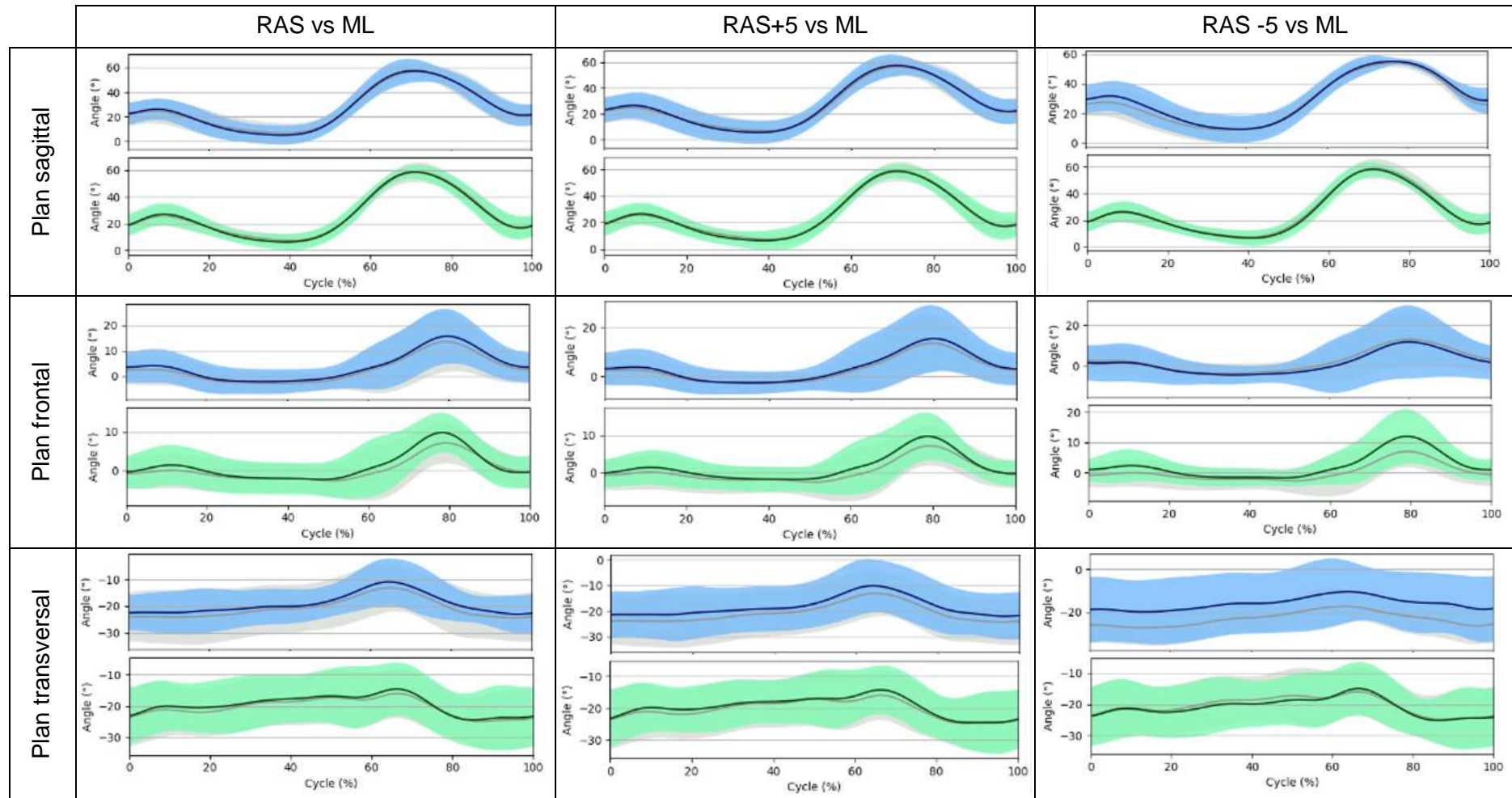
Moyenne, marche sans stimulation
 Moyenne, membre le plus atteint
 Moyenne, membre le moins atteint
 Écart-type, marche sans stimulation
 Écart-type, membre le plus atteint
 Écart-type, membre le moins atteint

Annexe 6 : Courbes comparatives de la cinématique de la hanche lors de la marche entre la marche libre et la marche avec stimulation rythmique

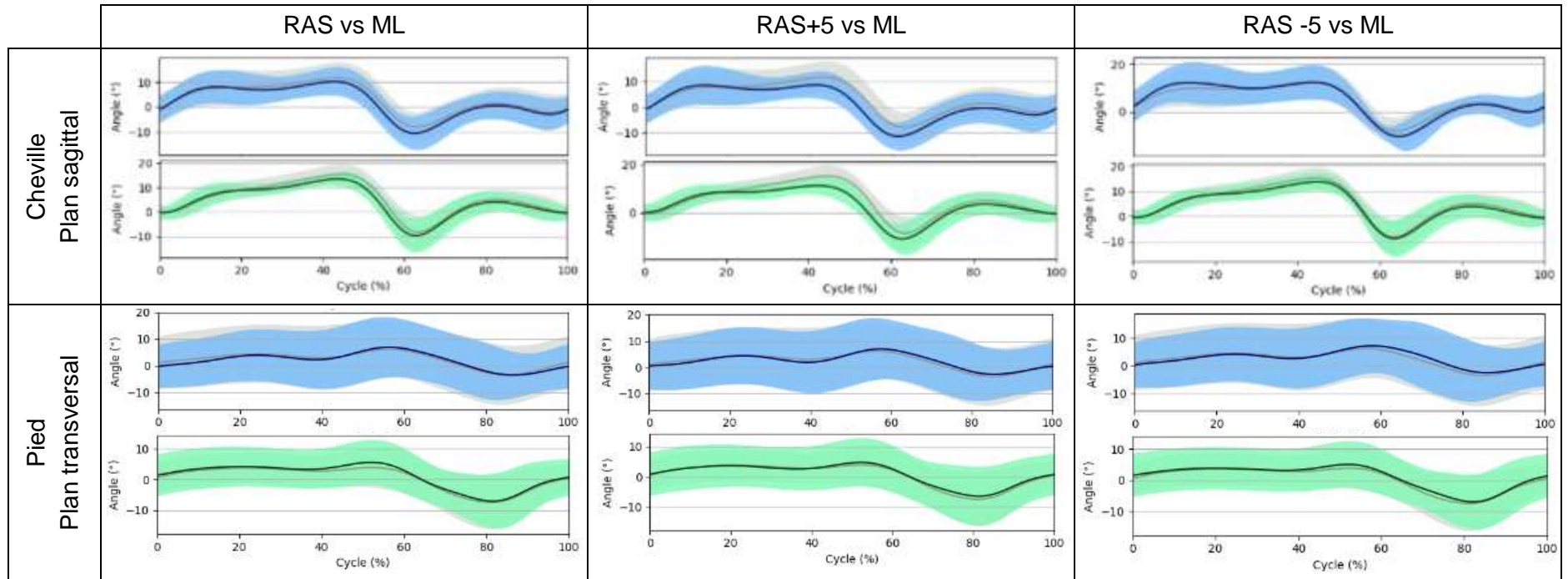


Moyenne, marche sans stimulation
 Moyenne, membre le plus atteint
 Moyenne, membre le moins atteint
 Écart-type, marche sans stimulation
 Écart-type, membre le plus atteint
 Écart-type, membre le moins atteint

Annexe 7 : Courbes comparatives de la cinématique du genou lors de la marche entre la marche libre et la marche avec stimulation rythmique



Annexe 8 : Courbes comparatives de la cinématique de la cheville et du pied lors de la marche entre la marche sans et avec stimulation rythmique



Intérêt de la stimulation rythmique auditive dans la rééducation de la marche de l'enfant paralysé cérébral

RIVET Cécile

Introduction : Rhythmic auditory stimulation (RAS) has proven its worth in gait rehabilitation for patients with acquired neurological disorders. Although studies are in favour of its use in cerebral palsy (CP), the lack of evidence do not allow to draw conclusion. **Method** : Clinical gait analysis (CGA) was performed on 12 children with CP to investigate the immediate effect of RAS by using three pacing rates, equal to and 5% greater and less than spontaneous cadence. PCI was used to rate energy expenditure. **Results** : Although insignificant, results show improvements in cadence, velocity, step length and stride width. These effects are all the more important as the pacing rate is high and they vary according to the impairment topography, the functional level and the age. They are related to an increase in ankle plantar flexion for propulsion. Energy expenditure and step symmetry were not affected. **Discussion** : This pilot study recommend the use of RAS for cerebral palsied children's gait rehabilitation. However, other studies are necessary to ascertain whether the results remains the same with a larger sample and to specify how to use this non-invasive, affordable, simple and playful tool.

Keywords : Cerebral Palsy, Rhythmic Auditory Stimulation, Clinical Gait Analysis, Gait rehabilitation, Pediatrics

Introduction : La stimulation rythmique auditive (RAS) a fait ses preuves dans la rééducation de la marche des patients présentant une pathologie neurologique acquise. Cependant, bien qu'en faveur de son utilisation dans la paralysie cérébrale, le nombre limité d'études ne permet pas de conclure. **Méthode** : Des analyses quantifiées du mouvement (AQM) ont été réalisées sur 12 enfants paralysés cérébraux (PC) pour investiguer les effets immédiats de la RAS par l'utilisation de trois fréquences de stimulation, égale, supérieure et inférieure de 5% à la cadence de marche spontanée. La dépense énergétique a été évaluée par le PCI. **Résultats** : Bien que non significatifs, les résultats montrent une amélioration de la cadence, de la vitesse de marche, de la longueur des pas et de la largeur de la foulée. Ces effets sont d'autant plus importants que la fréquence de stimulation est élevée et varient en fonction de la topographie de l'atteinte, du niveau fonctionnel et de l'âge. Ils sont liés à une augmentation de la flexion plantaire de cheville pour la propulsion. La dépense énergétique et la symétrie des pas ne sont pas impactées. **Discussion** : Cette étude pilote recommande l'utilisation de la RAS dans la rééducation de la marche des enfants PC. D'autres études sont cependant nécessaires pour vérifier ces résultats avec un échantillon plus grand et pour préciser les modalités d'application de cet adjuvant non invasif, accessible, simple et ludique.

Mots clés : Paralysie cérébrale, Stimulation rythmique auditive, Analyse quantifiée de la marche, Rééducation de la marche, Pédiatrie

INSTITUT DE FORMATION EN MASSO-KINESITHERAPIE

– 22 avenue Camille Desmoulins 292380 BREST CEDEX 3 –



TRAVAIL ÉCRIT DE FIN D'ÉTUDES - Juin 2019