

Institut de formation en Masso-kinésithérapie de Montpellier



Année 2022-2023

**La place de la réalité virtuelle dans la rééducation
de la marche chez les enfants porteurs de paralysie
cérébrale.**

Une revue systématique.

SANCHIZ Romain

**Travail réalisé en vue de l'obtention du Diplôme d'État de
Masseur-Kinésithérapeute.**

Sous la direction de : Mme FIJAC Marianne, MKDE, Cadre de santé.

Référent : M. MORENO Bernard, MKDE.

Institut de formation en Masso-kinésithérapie de Montpellier



Année 2022-2023

**La place de la réalité virtuelle dans la rééducation
de la marche chez les enfants porteurs de paralysie
cérébrale.**

Une revue systématique.

SANCHIZ Romain

**Travail réalisé en vue de l'obtention du Diplôme d'État de
Masseur-Kinésithérapeute.**

Sous la direction de : Mme FIJAC Marianne, MKDE, Cadre de santé.

Référent : M.MORENO Bernard, MKDE.

Remerciements

Avant de commencer ce Mémoire, il est important de remercier Madame ABDELLAOUI directrice de l'Institut de Formation en Kinésithérapie ainsi que toute l'équipe pédagogique, pour avoir mis à disposition tous les moyens nécessaires au bon déroulement de notre formation, ainsi que tous les savoirs indispensables à une bonne pratique et expertise de notre métier.

Je voudrais remercier Monsieur MIRAPEIX qui était un de nos référents du second cycle de formation, pour sa bienveillance, son écoute, son intérêt et son soutien dans toutes les discussions que nous avons eues ainsi que les questions que j'ai pu avoir.

Je tiens à remercier très chaleureusement Madame MADI Ayodélé qui a été ma référente pédagogique durant une grande partie de mon parcours au sein de l'Institut de formation en Masso-Kinésithérapie de MONTPELLIER, et une des référentes du premier cycle de formation. Grâce à elle j'ai pu être soutenu et éclairé dans tous mes projets, incertitudes et ambitions d'avenir. Notre collaboration sur le bien-être des étudiants a été pour moi un honneur.

Je souhaiterais remercier également ma directrice de mémoire Madame FIJAC Marianne, pour tout le temps qu'elle a passé à me faire grandir face à cette vocation qu'est la kinésithérapie. Elle a été depuis mon entrée à l'institut de rééducation pédiatrique Saint Pierre de PALAVAS LES FLOTS, dans mon enfance à la suite de mon cancer, ma kinésithérapeute et encore à ce jour. Mon premier stage lors de mon entrée dans cette formation a été fortuitement dans son cabinet. Je suis très reconnaissant envers Madame FIJAC pour avoir fait naître en moi cette vocation pour le métier de kinésithérapeute, et pour m'avoir permis d'apprendre à vivre avec mon handicap et dans faire un atout dans mon futur métier.

Je ne pourrai également jamais assez remercier son époux Monsieur FIJAC Fabien, pour son temps, son amitié et l'intérêt qu'il m'a porté. Tous deux sont devenus aujourd'hui mes mentors en j'en suis très fier.

Enfin Je souhaite remercier particulièrement mon grand-père qui nous a quitté l'année dernière, qui m'a toujours poussé à continuer dans mes études. Il m'est important de remercier ma famille pour leur soutien durant tout ce cursus d'étude de santé, qui n'a pas été de tout repos. Il m'est également essentiel de remercier mes amis pour tout ce qu'ils m'ont apporté, ainsi que mon compagnon pour son soutien indéfectible.

Montpellier, le 05 Janvier 2023

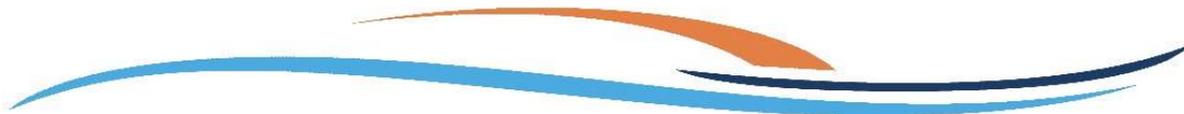
Objet : Autorisation de diffusion ou partage des travaux de formation initiale en IFMK

Diffusion (si nécessaire) de travaux écrits (ex : mémoire) à des fins pédagogiques (pour le suivi des travaux de recherche des étudiants en promotion inférieure) et d'enseignement durant la formation initiale.

J'autorise l'IFMK de Montpellier à partager et/ou communiquer mon travail de mémoire

Je n'autorise pas l'IFMK de Montpellier à partager et/ou communiquer mon travail de mémoire

L'équipe recherche IFMK



La Direction Régionale et Départementale de la Jeunesse, des Sports et de la Cohésion Sociale délivre sous l'autorité du préfet de région les diplômes paramédicaux et du travail social.

C'est dans le but de garantir la valeur des diplômes qu'elle délivre et la qualité des dispositifs de formation qu'elle évalue, que les directives suivantes sont formulées.

Elles concernent l'ensemble des candidats devant fournir un travail écrit dans le cadre de l'obtention d'un diplôme d'État, qu'il s'agisse de formation initiale ou de parcours VAE.

La présente charte définit les règles à respecter par tout candidat, dans l'ensemble des écrits servant de support aux épreuves de certification du diplôme préparé (mémoire, travail de fin d'études, livret2).

Il est rappelé que « le plagiat consiste à reproduire un texte, une partie d'un texte, toute production littéraire ou graphique, ou des idées originales d'un auteur, sans lui en reconnaître la paternité, par des guillemets appropriés et par une indication bibliographique convenable »¹.

La contrefaçon (le plagiat est, en droit, une contrefaçon) **est un délit** au sens des articles L. 335-2 et L. 335-3 du code de la propriété intellectuelle.

Article 1 :

Le candidat au diplôme s'engage à encadrer par des guillemets tout texte ou partie de texte emprunté ; et à faire figurer explicitement dans l'ensemble de ses travaux les références des sources de cet emprunt. Ce référencement doit permettre au lecteur et correcteur de vérifier l'exactitude des informations rapportées par consultation des sources utilisées.

Article 2 :

Le plagiaire s'expose à des procédures disciplinaires. En application du Code de l'éducation² et du Code de la propriété intellectuelle³.

Article 3 :

Tout candidat s'engage à faire figurer et à signer sur chacun de ses travaux, cette charte dûment signée qui vaut engagement :

Je soussigné(e) SANCHIZ Romain atteste avoir pris connaissance de la charte anti-plagiat et de m'y être conformé(e). Je certifie avoir rédigé personnellement le contenu du mémoire fourni en vue de l'obtention du diplôme suivant :

Fait à : MONTPELLIER Le 06/01/2023

Signature :



¹ Site Université de Nantes : <http://www.univ-nantes.fr/statuts-et-chartes-usagers/dossier-plagiat-784821.kjsp>

² Article L331-3 : « les fraudes commises dans les examens et les concours publics qui ont pour objet l'acquisition d'un diplôme délivré par l'Etat sont réprimées dans les conditions fixées par la loi du 23 décembre 1901 réprimant les fraudes dans les examens et concours publics »

³ Article L122-4 du Code de la propriété intellectuelle

Cette charte est reproduite à partir de celle réalisée par la DRJSCS de la Région Rhône Alpes

Table des matières

Liste des illustrations	P1
Glossaire	P2
Contexte général	P3
I. <u>Introduction</u>	P4
1. <u>La paralysie cérébrale</u>	P4
a. Définition	P4
b. Épidémiologie	P4
c. Les causes	P5
d. Les facteurs de risques	P7
e. Physiopathologie et présentation clinique	P9
f. Classifications et évaluation de la paralysie cérébrale	P13
g. Traitements actuels de la paralysie cérébrale	P15
2. <u>La réalité virtuelle</u>	P17
a. Définition, fonctionnement et application clinique	P17
b. Le GRAIL	P19
3. <u>La paralysie cérébrale et la réalité virtuelle</u>	P21
a. Contexte et intérêt de la revue	P21
b. Objectif, problématique et hypothèse	P21
II. <u>Méthodologie</u>	P22
1. <u>Mise en place du Mémoire</u>	P22
a. Le choix du type de mémoire à construire	P22
b. L'établissement de la problématique	P22
c. La création de l'hypothèse	P22
2. <u>La rédaction du mémoire</u>	P23
3. <u>Stratégie de recherche et sélection des articles</u>	P23
III. <u>Résultats</u>	P26
1. <u>Aperçu des études retenues</u>	P26
2. <u>Caractéristiques des articles, extraction des données</u>	P27
a. Caractéristiques des populations observées	P27
b. Les protocoles et leurs objectifs	P29
c. Les paramètres étudiés et méthodes d'évaluations	P31
d. Les résultats observés	P37
e. Les tests statistiques employés dans les études	P42

IV.	<u>Discussion</u>	P47
1.	<u>Analyse des résultats et interprétation</u>	P47
	A. <u>Les différents critères de jugement</u>	P47
	1) Les paramètres spatio-temporels de la marche	P47
	2) Les paramètres cinématiques de la marche	P47
	3) Les paramètres cinétiques de la marche	P47
	4) L'ensemble des paramètres de marche	P48
	B. <u>Récapitulatif des résultats significatifs</u>	P48
2.	<u>Interprétation des résultats</u>	P49
3.	<u>Les limites de cette revue systématique</u>	P50
4.	<u>Perspectives et liens avec la littérature</u>	P51
V.	<u>Conclusion</u>	P52
VI.	<u>Bibliographie</u>	P53
VII.	<u>Annexes</u>	P57
VIII.	<u>Résumé</u>	P62

Listes des illustrations

Illustration 1 : Répartition des enfants porteurs de paralysie cérébrale en fonction du terme de la grossesse. (*Fondation paralysie cérébrale.2021*)

Tableau 1 : Facteurs de risques de la paralysie cérébrale. (*Sadowska, Sarecka-Hujar & Kopyta 2020*)

Illustration 2 : Les différentes formes de paralysie cérébrale. (*Fondation paralysie cérébrale.2021*)

Illustration 3 : Les schémas d'atteintes corporelles dans la paralysie cérébrale et les troubles associés. (*Novak 2014*) et (*Fondation paralysie cérébrale.2021*)

Tableau 2 : Les différentes classifications de la paralysie cérébrale. (*Sadowska et al. 2020*)

Tableau 3 : Description de la GMFCS, la MACS et la BFMF. (*Beckung & Hagberg 2002*) et (*Elvrum et al. 2016*)

Illustration 4 : Le casque de réalité virtuelle. (*Tieri et al 2018*)

Illustration 5 : Le Powerwall. (*Tieri et al 2018*)

Illustration 6 : L'environnement virtuel automatique (CAVE). (*Tieri et al 2018*)

Illustration 7 : Représentation virtuelle d'un membre. (*Tieri et al 2018*)

Illustration 8 : Le GRAIL. (*Biffi et al. 2017*)

Tableau 4 : Diagramme de flux pour la sélection des articles.

Tableau 5 : Score PEDro des articles étudiés.

Tableau 6 : Aperçu des cinq articles retenus pour l'élaboration de ce mémoire.

Tableau 7 : Présentation des différentes caractéristiques des populations étudiées ainsi que des critères d'inclusions et d'exclusions

Tableau 8 : Les paramètres étudiés et les méthodes d'évaluations.

Tableau 9 : Récapitulatif des résultats.

Tableau 10 : Récapitulatif des résultats significatifs.

Glossaire

IMOC = Infirmité Motrice d'Origine Cérébrale

SCPE = Réseau de Surveillance de la Paralyse Cérébrale en Europe

SA = Semaine d'Aménorrhée

NV = Naissance Viable

AVC = Accident Vasculaire Cérébral

PC = Paralyse Cérébrale

IMC = Infirmité Motrice Cérébrale

PES = Prise En Soins

NICE = Institut National de la Santé et de l'Excellence des soins (des royaumes unis)

VR = Réalité Virtuelle

RA = Réalité Augmentée

HAS = Haute Autorité de Santé

GRAIL = Gait Real-time Analysis Interactive Lab (laboratoire d'analyse de marche en temps réel)

TSA = Troubles du Spectre Autistique

Contexte général

Avant d'aborder mon sujet de mémoire, il me semble important de me présenter et d'introduire par la même occasion les prémices de ce travail de fin d'étude.

Cela remonte à il y a dix-huit ans, au moment où on m'a diagnostiqué une tumeur cérébrale. Elle était localisée dans l'hémisphère droit de mon cerveau.

Selon les médecins elle était présente depuis plusieurs années voir depuis ma naissance. Suite à l'exérèse totale de celle-ci, je suis devenu hémiparétique gauche. J'ai suivi, pendant près de 10 ans et parfois avec difficulté, des séances de kinésithérapie à l'Institut Saint Pierre à Palavas puis en cabinet libéral.

Cette période, durant laquelle j'ai été au contact des acteurs de santé et des patients, m'a créé une vocation pour l'art de la Masso-Kinésithérapie.

Une fois arrivé au sein du cursus de formation, mon premier stage s'est déroulé au cabinet libéral de Mme FIJAC Marianne. Il s'est avéré que Marianne était la première kinésithérapeute qui s'est occupé de moi lors de ma première séance de rééducation à l'Institut Saint Pierre.

De manière symbolique, je voulais que mon mémoire mette fin à ce long parcours.

Grâce à de nombreuses discussions avec Marianne, devenue ma directrice de mémoire, et aux enseignements sur la paralysie cérébrale, l'idée de construire un mémoire de fin d'étude sur cette pathologie faisait sens à mon passé et mon présent par les séquelles que j'en garde aujourd'hui.

La rédaction de ce mémoire est donc pour moi l'achèvement de tout le chemin que j'ai parcouru au fil des années.

Le lien avec la réalité virtuelle s'explique par l'expansion de son utilisation dans le cadre des prises en charges rééducatives ces dernières années. Il m'a d'ailleurs été possible d'en observer l'utilisation sous différentes formes, ce qui m'a intrigué quant à son utilité. C'est pour cela que j'ai décidé d'y consacrer mon travail de fin d'études.

Au final, en combinant ces deux sujets intrinsèquement liés, j'ai décidé de m'interroger sur la place de la réalité virtuelle au sein de la prise en charge des enfants porteurs de paralysie cérébrale, et plus spécifiquement sur la rééducation de la marche.

I. Introduction

1. La paralysie cérébrale

a. Définition

La paralysie cérébrale ou Infirmité Motrice Cérébrale (IMC) a été découverte par le chirurgien orthopédiste William LITTLE. Il a été le premier à évoquer cette pathologie sans toutefois employer le terme de « paralysie cérébrale » : c'est William OSLER, un médecin canadien qui a été le premier à employer ce nom. En France, les termes d'Infirmité Motrice Cérébrale ont aujourd'hui laissé place aux termes *de paralysie cérébrale*.

La définition de la paralysie cérébrale a été modifiée plusieurs fois pour aujourd'hui décrire « un groupe de signes caractéristiques et de troubles permanents du développement, du mouvement et de la posture, responsables de limitations d'activité, imputables à des événements ou atteintes non progressives survenus sur le cerveau en développement du fœtus ou du nourrisson. Les troubles moteurs de la paralysie cérébrale sont quasiment toujours accompagnés de troubles cognitifs, perceptifs, sensoriels de la communication et du comportement, voire par une épilepsie ainsi que des problèmes musculo-squelettiques secondaires. » (*Rosenbaum et al. 2007*).

En France, Guy TARDIEU avait déjà défini l'IMC comme « regroupant des troubles moteurs prédominants et non évolutifs dus à une lésion cérébrale, conséquence d'une lésion pré, péri ou post-natale précoce, pouvant s'accompagner d'atteintes sensorielles et d'atteintes partielles des fonctions supérieures à l'exception d'une déficience intellectuelle. » (*Tardieu, 1954*).

L'IMC et ses symptômes sont donc dus à une ou des lésions permanentes du cerveau présentes avant la naissance ou lors de la jeune enfance. On retrouve souvent des troubles cognitifs et sensoriels qui se joignent aux différents troubles déjà présents.

b. Épidémiologie

En Europe, l'incidence de la paralysie cérébrale est évaluée à 1,5-3,0 pour 1000 naissances viables et peut varier en fonction de la prématurité et du poids à la naissance du nourrisson d'après *Sadowska et al. 2020*.

Différentes études se basant sur les données du réseau de surveillance de la paralysie cérébrale en Europe (SCPE) ont étudié l'incidence de cette pathologie sur différentes périodes.

L'étude de la SCPE publiée en 2002 et portant sur la période de 1980 à 1990 a recueilli des données sur plus de 6000 enfants dans les bases de données de 13 centres européens, ce qui a permis de mettre en exergue que l'incidence moyenne était de 2,08 pour 1000 Naissances Viables (NV). Cette étude s'est également intéressée à cette incidence chez les nouveaux nés prématurés ayant un poids à la naissance inférieur à 1,5kg : celle-ci était 70 fois plus élevée que

pour un nouveau-né ayant un poids à la naissance de 2.5kg.

Une étude effectuée par *Platt et al. 2007* portant sur la période de 1980 à 1996 a recueilli les données de 16 centres européens sur les naissances d'enfants nés avant 32 Semaines d'Aménorrhée (SA) ou ayant un poids à la naissance inférieur à 1,5kg. Il a été observé que l'incidence de la paralysie cérébrale chez ces enfants entre 1980 et 1996 est passée de 60,6 pour 1000 NV en 1980 à 39,5 pour 1000 NV en 1996, se réduisant de 21,1 points.

Une autre étude menée par *Himpens et al. 2008* portant sur la période de 1985 à 2006 a comparé l'incidence de la paralysie cérébrale chez les enfants nés entre la 22^e et 27^e Semaine d'Aménorrhée (SA), entre la 28^e et la 31^e SA, entre la 32^e et la 36^e SA et nés après la 37^e SA. Pour les enfants nés entre la 22^e et la 27^e SA, l'incidence de cette pathologie était de 146 pour 1000 NV. Pour les naissances entre la 28^e et 31^e SA, l'incidence était de 62 pour 1000 NV. Pour les enfants nés entre la 32^e et 36^e SA, l'incidence était de 7 pour 1000 NV. Enfin pour les naissances survenues après la 37^e SA l'incidence était de 1,13 pour 1000 NV.

L'étude de *Oskoui et al. 2013* portant sur la période de 1990 à 2005 a relevé l'incidence de la paralysie cérébrale chez les enfants selon leur âge gestationnel et leur poids à la naissance. Il a été mis en exergue une incidence globale de 2,11 pour 1000 NV. Toutefois il est observé que cette incidence est plus élevée pour les enfants nés avant la 28^e SA (111,8 pour 1000 NV) et ayant un poids à la naissance inférieure à 1,5kg (59,18 pour 1000 NV).

Enfin, une nouvelle étude de *Sellier et al. 2016* basée sur les données du SCPE entre 1980 et 2003 a montré une diminution de l'incidence globale de la paralysie cérébrale, passant de 1,9 pour 1000 NV en 1980 à 1,77 pour 1000 NV en 2003. Cette étude décrit une baisse de l'incidence pour les enfants nés avec un poids inférieur à 1,5kg, passant de 70,9 pour 1000 NV en 1980 à 35,9 pour 1000 NV en 2003. De même pour les enfants nés avec un poids supérieur à 1,5kg et inférieur à 2,5kg, passant de 8,5 pour 1000 NV en 1980 à 6,2 pour 1000 NV en 2003. Une baisse de cette incidence est aussi notée pour les enfants nés avec un poids supérieur ou égal à 2,5kg, mais elle est non significative statistiquement selon l'étude. Enfin, on peut remarquer que l'incidence de la pathologie pour les nouveaux nés avec un poids inférieur à 1kg sur la période donnée est restée équilibrée à 42,4 pour 1000 NV.

Cette étude fait remarquer qu'en parallèle de cette baisse globale de l'incidence de la paralysie cérébrale, les NV d'enfants en situation de prématurité et ayant un poids à la naissance inférieur à 1,5kg augmentent.

c. Les causes

D'après *La fondation paralysie cérébrale 2021, Reddihough & Collins 2003* et les études précédentes, la paralysie cérébrale est la première cause d'handicap moteur chez les enfants : plus de la moitié des enfants qui en sont porteurs viennent au monde à terme. De plus, le risque d'être atteint de lésions cérébrales causant cette pathologie est plus élevé pour les enfants nés en situation de prématurité, et davantage accentué lors de situation de très grande prématurité.

L'infirmité motrice cérébrale est présente chez 24% des prématurés (enfants nés entre la 32^e et 36^e SA), 24% des grands prématurés (enfants nés avant la 32^e SA) et chez 52% des enfants nés à terme. (Illustration 1)

Selon le niveau de prématurité de l'enfant, celui-ci peut-être également atteint de troubles moteur, cognitif ou sensoriel.

Les causes de la paralysie cérébrale peuvent être classées en 3 catégories ;

- Les causes anténatales (75% des PC) selon *Reddihough & Collins, 2003* :
 - AVC,
 - Infections materno-fœtale,
 - Origine génétique,
 - Hypoxie-ischémie.

- Les causes périnatales :
 - Prématurité,
 - Infections,
 - AVC,
 - Cordon ombilical autour du cou ou du ventre du nouveau-né,
 - Ictère fruste,
 - Souffrance périnatale,
 - Asphyxie.

- Les causes post-natales :
 - Infections,
 - Convulsion fruste,
 - AVC,
 - Réanimation,
 - Traumatisme,
 - Hypoxie-ischémie.

Les causes périnatales et post-natales sont responsables de 10 à 18% des PC selon *Reddihough & Collins, 2003*.

De manière générale, les causes ne sont connues que dans 60% des cas et peuvent être dues à plusieurs facteurs.

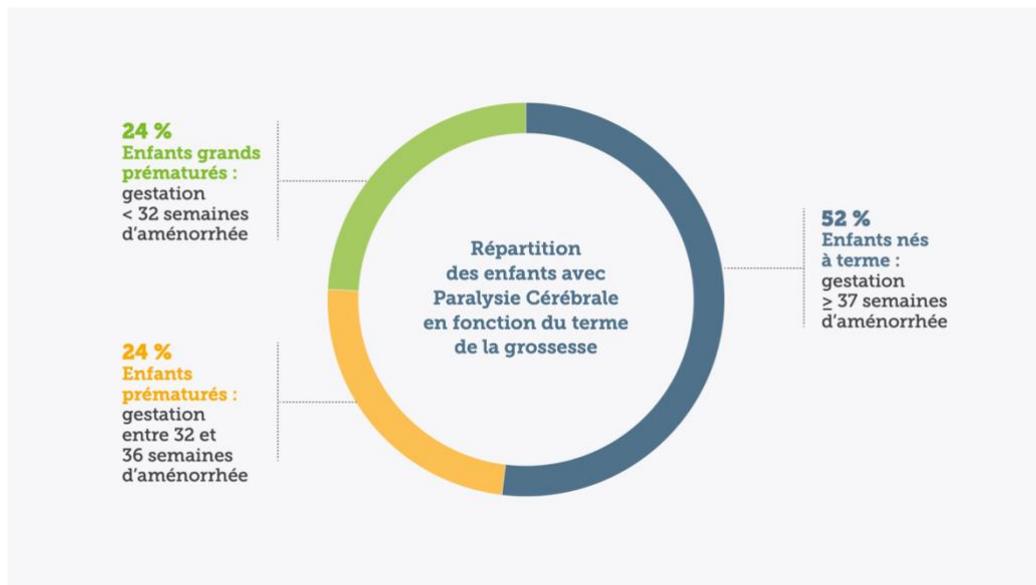


Illustration 1 : Répartition des enfants porteurs de paralysie cérébrale en fonction du terme de la grossesse. (Fondation paralysie cérébrale, 2021)

d. Les facteurs de risques

D'après *Oskoui et al. 2013* et l'étude de la *SCPE* publiée en 2002 (abordée ci-avant), un des facteurs de risques les plus prévalent de l'IMC est la prématurité de l'enfant.

Il y a un lien de causalité entre la possibilité d'être porteur de troubles neuromoteurs et leur niveau de gravité avec le niveau de prématurité de l'enfant. Conjugué à cela, le poids à la naissance de l'enfant entre en compte et est donc aussi un des facteurs de risques principaux.

Selon *Goldsmith et al. 2018* et *Reddihough & Collins 2003*, les facteurs de risque pour l'enfant d'être porteur d'une PC sont divisés en 4 groupes différents (Tableau 1) :

- Avant la conception de l'enfant :
 - Utilisation de substances illicites par la mère,
 - Infections,
 - Maladie systémique de la mère,
 - Dérangement immunitaire juste avant la grossesse,
 - Facteurs physiques, chimiques prédisposants,
 - Facteurs socio-économiques,
 - Fausse couche,
 - Prise de traitement contre l'infertilité.
- Anténatale :
 - Saignement vaginal,
 - Décollement du placenta,
 - Infections intra-utérines,
 - Fréquence cardiaque anormale du fœtus,
 - Maladie systémique de la mère lors de la grossesse,

- Hypoxie intra-utérine,
 - Rupture précoce des membranes,
 - Techniques de procréation assistée,
 - Traitements tocolytiques,
 - Volume insuffisant de liquide amniotique,
 - Problèmes de développement intra-utérin.
- Périnatale :
 - Prématurité,
 - Accouchement par césarienne,
 - Accouchement après le terme,
 - Déclenchement du travail et travail prolongé,
 - Accouchement par forceps,
 - Syndrome d'aspiration du méconium,
 - Asphyxie.
- Post natale et période infantile :
 - La mise en place d'assistance respiratoire,
 - Méningites ou infections généralisées,
 - Syndrome de détresse respiratoire,
 - Hypoglycémie,
 - Convulsions néonatales,
 - Hémorragie intracrânienne,
 - Hyperbilirubinémie,
 - Hypothyroxinémie.

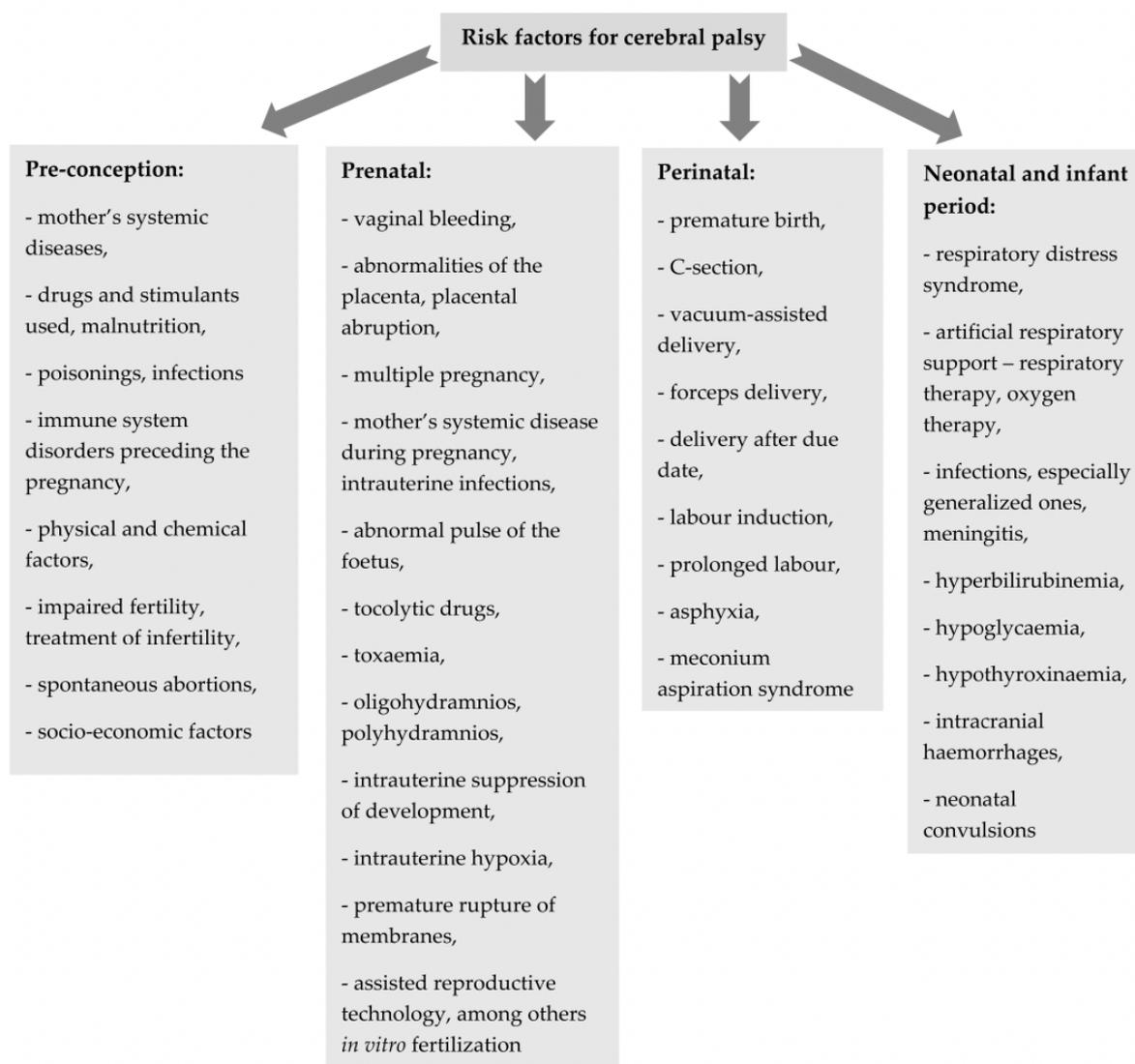


Tableau 1 : Facteurs de risques de la paralysie cérébrale. (Sadowska et al. 2020)

e. Physiopathologie, présentation clinique

Les lésions cérébrales peuvent survenir lors de la vie intra-utérine de l'enfant ou lors de l'accouchement et en post natale également. Il n'existe pas de réel consensus sur l'âge maximal d'apparition de ces lésions pour qu'elles soient considérées comme étant une paralysie cérébrale post-natale (Wimalasundera & Stevenson 2016).

Les enfants plus âgés ayant développé ou commençant à développer certaines capacités motrices, comme la marche, peuvent avoir un schéma lésionnel et un handicap différent de ceux apparus en pré ou périnatal.

Comme dit précédemment, les causes de PC anténatale sont les principales responsables de l'apparition de cette pathologie. En effet, les désordres gestationnels émergents (infections,

hypoxie, AVC) avant la 20^e SA perturbent la migration des cellules cérébrales et peuvent donc être la cause d'un mauvais développement du cerveau. Celui-ci se manifeste la plupart du temps par des formes d'IMC affectant l'ensemble du corps et associées à des dystonies et de la spasticité. Ces phénotypes peuvent être accompagnés de troubles cognitifs et de la communication ainsi que de dysphagie et d'épilepsie.

Les lésions apparaissant plus tardivement, vers la 24^e SA, causeront des atteintes de la substance blanche au niveau périventriculaire. À ce stade, l'émergence de ces lésions peut induire une diplégie spastique en raison du fait que les fibres innervant les membres inférieurs sont celles qui cheminent au plus près de cette zone. De fait, cela peut aussi être le cas des enfants prématurés. Plus les lésions présentes au sein de la substance blanche seront importantes, plus l'atteinte des membres sera importante. Des formes étendues peuvent toucher les fonctions visuelles et oro-motrices.

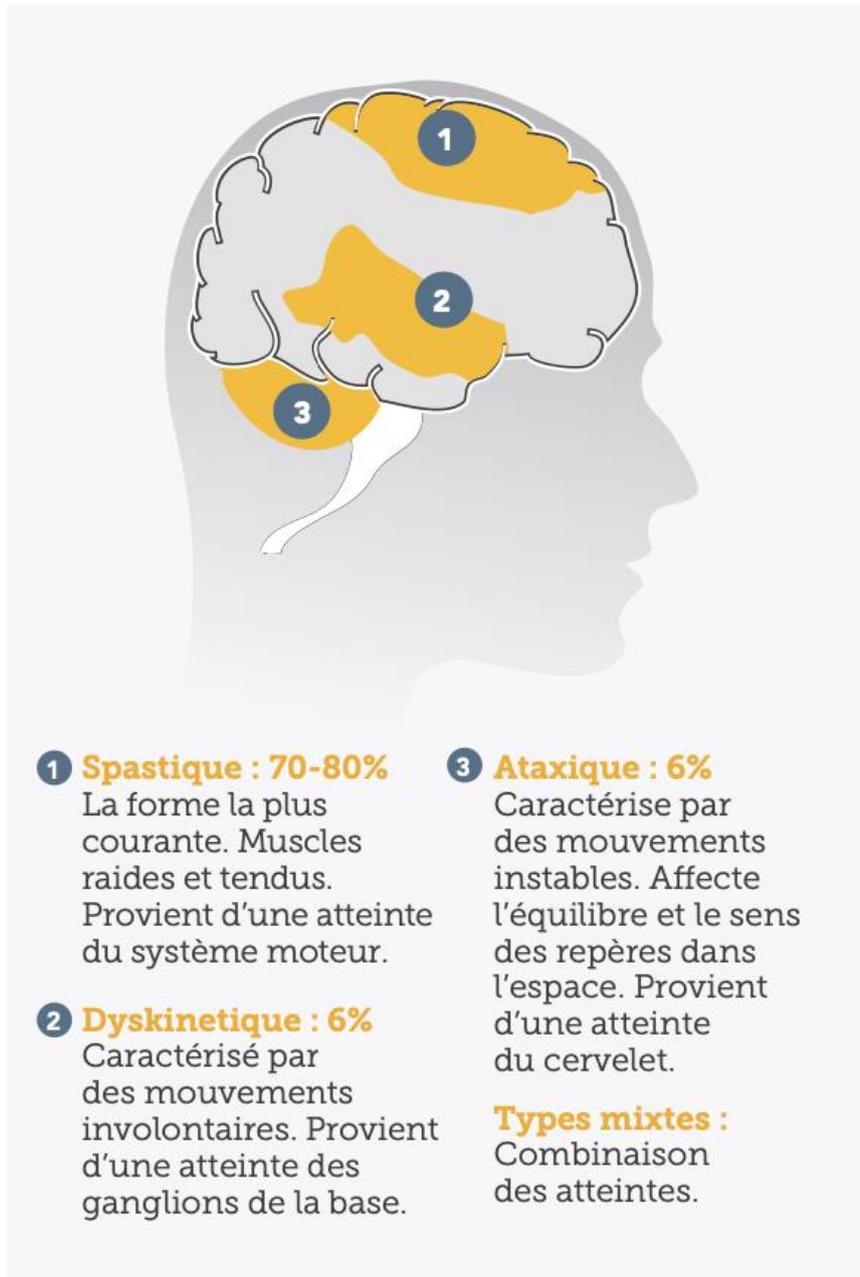
Les lésions émergeant en périnatal causent des formes de PC variables. À la fin de la grossesse, le cerveau est davantage résistant et formé, ce qui favorise l'apparition des lésions au niveau des zones où l'activité métabolique est encore forte. Lors de l'apparition de PC à cette période-là de la gestation, le phénotype est bilatéral et dyskinétique avec la présence de dystonie ou de chorée. Dans une situation d'hypoxie prolongée, la forme de PC est mixte avec présence de spasticité et de dystonie.

À la naissance, un AVC peut causer des lésions cérébrales avec une forme de PC unilatérale accompagnée de spasticité. Dans ces situations-là, le membre supérieur est le plus souvent atteint (*Wimalaundera & Stevenson 2016*).

La manifestation clinique de la PC est donc hétérogène selon la/les zones de l'atteinte du cerveau. La forme d'IMC peut être spastique dans 70 à 80% des cas, ataxique dans 6% des cas et dyskinétique dans 6% des cas. Dans le reste des cas, on peut retrouver un phénotype d'IMC mixte. (Illustration 2)

Trois schémas d'atteintes corporelles peuvent être retrouvés lors de PC : la quadriplégie dans 23% des cas, la diplégie dans 38% des cas et l'hémiplégie dans 39% des cas (*La fondation paralysie cérébrale, 2021*).

Ces différentes formes de PC peuvent être accompagnées de troubles associés, tels que des troubles algiques, des troubles de la marche, des troubles cognitifs et visuels, des troubles du comportement et du sommeil, de l'épilepsie, de l'incontinence et des difficultés dans le contrôle sécrétoire de la salive. (Illustration 3)



*Illustration 2 : Les différentes formes de paralysie cérébrale.
(Fondation paralysie cérébrale, 2021)*

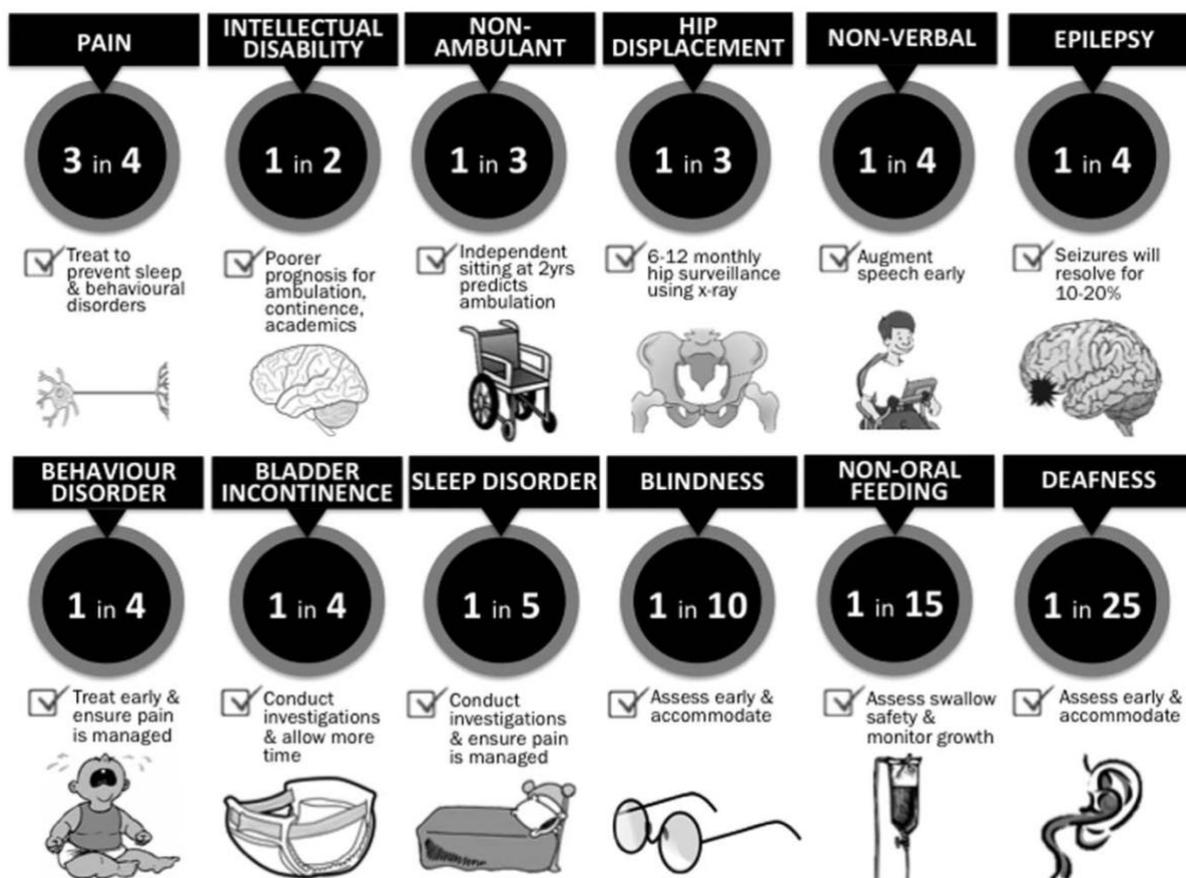
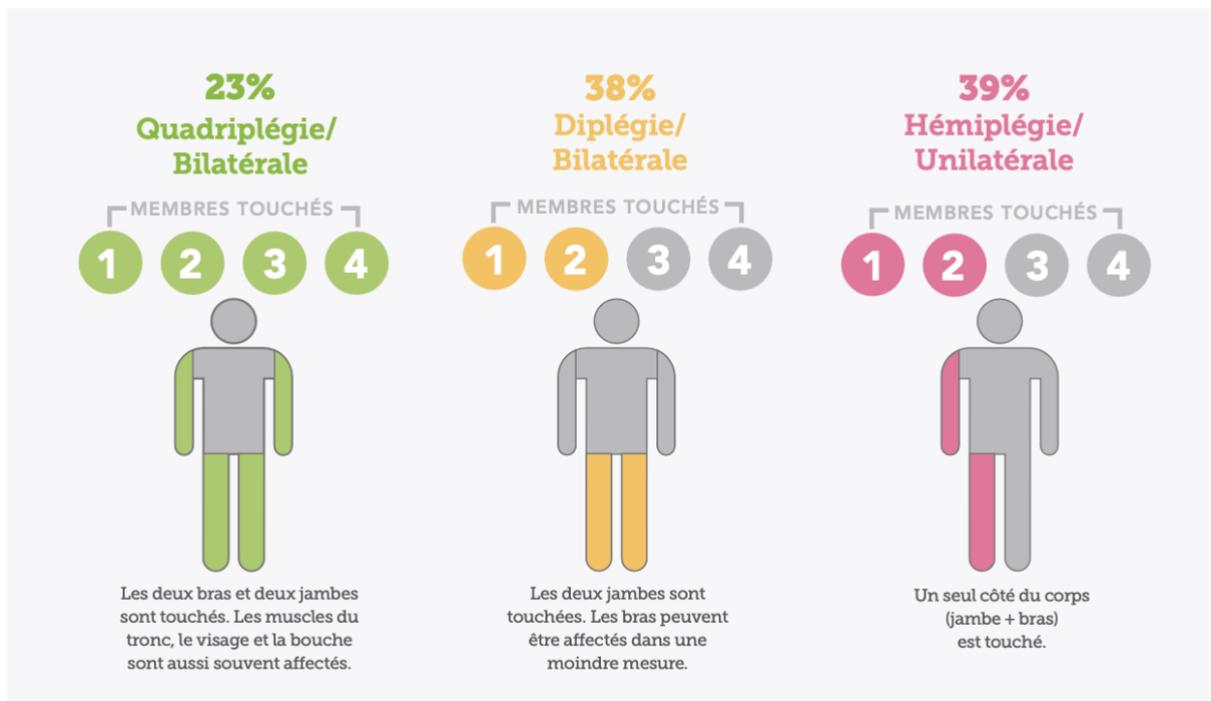


Illustration 3 : Les schémas d'atteintes corporelles dans la paralysie cérébrale et les troubles associés (Novak, 2014) et (Fondation paralysie cérébrale, 2021).

f. Classifications et évaluation de la paralysie cérébrale

Les classifications cliniques de la PC se basent sur la variété de phénotype clinique précédemment observée. Deux principales classifications de l'IMC sont utilisées : la classification de HAGBERG et de INGRAM.

La classification d'Hagberg se base sur l'ataxie et les syndromes spastiques et extrapyramidaux. (*Hagberg, Hagberg & Olow 1976*) (Tableau 2)

La classification d'Ingram se construit sur les phénotypes de PC et prend en compte les diplégies, les quadriplégies, les hémip légies mais aussi la présence de dyskinésie, d'ataxie, ou des deux (forme mixte). Dans chaque catégorie, on peut retrouver une qualification des troubles moteurs classés comme légers, modérés ou sévères. (*Balf & Ingram 1955*) (Tableau 2)

Dans l'objectif de simplifier la classification des PC, la SCPE a construit une classification différente. Celle-ci s'articule en 3 catégories : les PC spastiques de manière uni ou bilatérale, les PC dyskinétiques avec présence de dystonies ou de chorées et les PC ataxiques (Tableau 2). La SCPE recommande alors sa classification des PC, mais un problème se pose alors : elle ne prend pas en compte les troubles moteurs. De fait, elle peut être complétée par des échelles d'évaluations motrices telles que la classification motrice brute (GMFCS), la classification de la fonction motrice fine (BFMF) et la classification des capacités manuelles (MACS). Ces différentes échelles apportent des informations complémentaires sur l'importance des troubles moteurs chez ces enfants porteurs de PC.

L'échelle GMFCS (*Palisano et al. 2008*) est une des échelles les plus utilisées lors de l'évaluation motrice des enfants porteurs de PC. Elle évalue les enfants de 2 à 12 ans sur leur marche et leur déplacement avec une aide technique ou non, et les évalue également sur l'exécution de tâches motrices fonctionnelles basiques. Cette échelle permet ensuite de classer les enfants en 5 niveaux différents. (Tableau 3)

Une version actualisée de cet outil d'évaluation a permis d'inclure une nouvelle catégorie d'enfants : ceux âgés de 12 à 18 ans. (*El et al. 2012*)

La MACS et la BFMF complètent la classification de la SCPE et la GMFCS en évaluant la fonction manuelle, fonction primordiale dans les activités de la vie quotidienne.

La MACS évalue l'habileté manuelle sur la manipulation d'objets et attribue un niveau de classification à l'enfant allant de 1 à 5 (*Eliasson et al. 2018*) (Tableau 3). La BFMF évalue la motricité fine de la main par un score sur 5 niveaux également (Tableau 3).

Type	Characteristics
Ingram's Classification	
Diplegia	Spastic paresis occurs mainly in lower limbs, three or four limbs (this type also includes quadriplegia syndromes, in which lower limb paresis prevails over upper limb paresis)
Hemiplegia	Spastic paresis is unilateral (right- or left-sided) with the predominance of the upper or lower limb
Bilateral hemiplegia (tetraplegia)	Spastic tetraparesis with the predominance of upper limb paresis (the most severe type of cerebral palsy in terms of severity of motor disability as well as co-existing problems)
Ataxia	Muscle tension is reduced, accompanied by hand-eye coordination disorders; this type can be bilateral or with the predominance of one side of the body
Dyskinesia	dystonic, athetotic, choreic type of CP, accompanied by trembling or manifesting itself in frequent changes of muscle tone. This type can occur in one limb, in one side of the body, or in three or four limbs
Mixed types	the above-mentioned characteristics in various combinations
Hagberg's Classification	
Spastic syndromes	Resulting from the damage of brain centres and tracks controlling a given activity: monoparesis hemiparesis triparesis tetraparesis diplegia spastica
Extrapyramidal (dyskinetic) syndromes	Related to subcortical structure damage, characterized by various involuntary movements and generalized muscle stiffness with scarce movements
Ataxia	Resulting from cerebellum damage, characterized by generalized hypotension, trembling, and motor coordination disorders. ²¹
SCPE classification	
Spastic type	Characterized by enhanced muscle tension, hyperreflexia and pathological reflexes; it is split into unilateral spastic and bilateral spastic, without further division into diplegia, tri- or tetraplegia
Dyskinetic type	Patients perform involuntary, uncontrolled, repetitive, sometimes stereotypical movements; muscle tension, which can be both increased or decreased, and frequently changes over time. In this type, The following are identified by SCPE: - dystonic CP with a predominant faulty posture and enhanced muscle tension (so-called hypertonic-hypokinetic) - choreoathetotic CP: this type is characterized by quick, uncontrolled, violent, frequently "fragmenting" movements which overlap slow, constantly changing "twisting" movements; tension is usually changeable, predominantly lowered (so-called hypotonic-hyperkinetic)
Ataxic type	Related to motor coordination loss, which results in ataxia, movements smoothness, and trembling; in this type of CP lowered muscle tension is predominant

Abbreviations: CP, cerebral palsy; SCPE, Surveillance of Cerebral Palsy in Europe.

Tableau 2 : Les différentes classifications de la paralysie cérébrale. (Sadowska et al. 2020)

Gross Motor Function Classification System	BFMF	MACS
Level 1 Walks without restrictions. Limitations in more advanced gross motor skills	Level 1 One hand manipulates without restrictions. The other hand manipulates without restrictions or has limitations in more advanced fine motor skills.	Level 1 Handles objects easily and successfully. At most limitations in the ease of performing manual tasks requiring speed and accuracy. However, an limitations in manual abilities do not restrict independence in daily activities.
Level 2 Walks without restrictions. Limitations walking outdoors and in the community	Level 2 (a) One hand manipulates without restrictions. The other hand has only ability to grasp or hold. (E (b) Both hands have limitations in more advanced fine motor skills.	Level 2 Handles most objects, but with somewhat reduced quality or speed of achievement. Certain activities may be avoided or achieved with some difficulty; alternative ways of performing might be used, but manual abilities do not usually restrict independence in daily activities.
Level 3 Walks with assistive mobility devices, limitations walking outdoors and in the community	Level 3 (a) One hand manipulates without restrictions. The other hand has no functional ability. prepare and/or modify activities. (b) One hand has limitations in more advanced fine motor skills. The other hand has only ability to grasp or worse. The child needs help with tasks.	Level 3 Handles objects with difficulty; needs help to prepare and/or modify activities. The performance is slow and achieved with limited success regarding quality and quantity. Activities are performed independently if they have been set up or adapted.
Level 4 Self-mobility with limitations, children are transported or use power mobility outdoors and in the community	Level 4 (a) Both hands have only ability to grasp. (b) One hand has only ability to grasp. The other hand has only ability to hold or worse. The child needs support and/or adapted equipment.	Level 4 Handles a limited selection of easily managed objects in adapted situations. Performs part of activities with effort and limited success. Requires continuous support and assistance and/or adapted equipment for even partial achievement of the activity,
Level 5 Self-mobility is severely limited even with use of assistive technology	Level 5 Both hands have only ability to hold or worse. The child requires total assistance, even with adaptations.	Level 5 Does not handle objects and has severely limited ability to perform even simple actions. Requires total assistance.

*Tableau 3 : Description de la GMFCS, la MACS et la BFMF.
(Beckung & Hagberg 2002) et (Elvrum et al. 2016)*

g. Les traitements actuels de la paralysie cérébrale

Il n'y a pas de traitement permettant de guérir cette pathologie : la ligne directrice des prises en charges est le traitement des symptômes dans un objectif de favoriser le meilleur développement possible de l'enfant et d'éviter, ou limiter, les déformations ostéoarticulaires et/ou neuro-orthopédiques.

Toute action médicale/chirurgicale a pour but principal d'agir sur l'évolution de la pathologie, mais dans la littérature il existe peu d'actions ayant fait leurs preuves (Novak et al. 2013). Il est important de garder à l'esprit que chaque intervention est à adapter aux besoins de chaque patient.

Les formes graves d'IMC ont diminué ces dernières années dans les pays développés suite aux améliorations de soins dans les services prénataux et néonataux. Grace à Jacobs et al. 2003, il a été prouvé que refroidir la tête du nouveau-né suite à une lésion cérébrale de type hypoxie ou ischémie pouvait favoriser la survie et améliorer les risques d'invalidité. Des traitements novateurs sont en expérimentation. Dans l'article de Ruff, Faulkner & Fehlings 2013 il est indiqué qu'un traitement par remplacement des cellules souches se focalisant sur les lésions aiguës et plus tardives pourrait avoir une certaine efficacité dans l'amélioration de la fonction motrice.

En ce qui concerne le traitement de la spasticité et des troubles du tonus musculaire, il y a différentes possibilités d'adaptation selon la gravité de l'atteinte de l'enfant. Selon *Wimalasundera & Stevenson 2016* et l'Institut National de Santé et de l'Excellence des soins des Royaumes Unis (NICE) il y a aujourd'hui 3 types de méthodes utilisées :

- La médication orale (telle que le Diazépam ou le Tizanidine),
- Les injections de toxine botulinique A ou d'éthanol,
- Les interventions chirurgicales orthopédiques ou la rhizotomie sélective dorsale.

La NICE est chargée d'élaborer des lignes directives (Guidelines) dans la PES des enfants porteurs d'IMC. L'onglet abordant la kinésithérapie ne permet pas de démontrer une efficacité des techniques de rééducations employées, comme dans la plupart des études sur les techniques de kinésithérapie. En revanche, plusieurs techniques de rééducations sont citées et peuvent être employées :

- La thérapie de mouvement par contrainte induite,
- La thérapie bimanuelle,
- Le renforcement musculaire,
- Les étirements,
- La thérapie posturale.

2. La réalité virtuelle (VR)

a. Définition, Fonctionnement et application clinique

Régulièrement dans les articles scientifiques, les chercheurs définissent à tort la réalité virtuelle (VR) comme étant un outil informatique livrant des stimuli, la plupart du temps visuels, sur un écran : on pourrait donc la considérer comme un jeu vidéo. Cet emploi inexact de la définition de la VR est abordé dans la littérature, comme par exemple dans la revue « Virtual reality in cognitive and motor rehabilitation : facts, fiction and fallacies » (Tierl et al. 2018) qui relate ce fait.

La VR se définit vraisemblablement comme une « *interface homme-machine impliquant la stimulation et les interactions en temps réel d'un sujet embarqué par le biais de canaux sensoriels multiples tels que visuels et auditifs, parfois haptiques, olfactifs et gustatifs potentiellement, basée sur un environnement synthétique dans lequel le sujet ressent sa présence* » (Burdea & Coiffet 2003). Cette immersion se définit par « *la quantité et le type de ponts moteurs et sensoriels qui relie l'homme à la machine. Cela peut se traduire par la capacité de l'interface à créer une réalité illusoire parfaite, qui soit vastement étendue englobante et faisant vivre chaque sens de l'humain immergé.* » (Slater & Wilbur 1997), (Slater 1999), (Sanchez-Vives & Slater 2005).

Avec tous les paramètres qui la composent, le principal objectif de la VR est d'offrir à l'utilisateur une immersion totale afin de créer des interactions les plus naturelles possibles entre l'utilisateur et son environnement synthétique. Pour atteindre différents niveaux d'immersion et d'interaction, plusieurs outils peuvent être employés :

- Le *casque de réalité virtuelle*. Il se compose de deux écrans et d'écouteurs pour délivrer le son de l'environnement virtuel, ainsi que de capteurs externes pour suivre en temps réel les mouvements de tête de l'utilisateur et pour actualiser l'environnement synthétique qui l'entoure. (Illustration 4)
- Le *Powerwall*. Un écran qui immerge l'utilisateur dans l'environnement projeté sur l'écran et accompagné des lunettes permettant de voir la 3D. Des caméras infrarouges accompagnent cet écran pour capter les mouvements de l'utilisateur et lui permettre d'interagir avec l'environnement 3D autour de lui. (Illustration 5)
- L'*environnement virtuel automatique (CAVE)*. Une pièce d'environnement virtuel constituée de plusieurs écrans de projection, de différents capteurs de mouvements et des lunettes afin de percevoir la 3D. L'immersion sonore vient de différents haut-parleurs dans tout cet environnement. (Illustration 6)

À ce jour les technologies les plus avancées permettent d'introduire cette réalité virtuelle dans notre environnement réel, c'est ce que l'on nomme la réalité augmentée.

En rééducation, cette technologie peut exister dans divers équipements comme le port de casque immersif ou l'utilisation de machine de VR. Ce nouveau monde synthétique peut être employé pour différents types de prises en charges : l'employer pour la mise en place d'une thérapie miroir chez les patients amputés par exemple grâce à la représentation virtuelle d'un membre (Illustration 7).

L'utilisation de la VR peut être justifiée chez les patients porteurs de paralysie cérébrale également, dans le but de compléter/d'accompagner notre prise en charge motrice et cognitive.



Illustration 4 : Le casque de réalité virtuelle. (Tieri et al 2018)

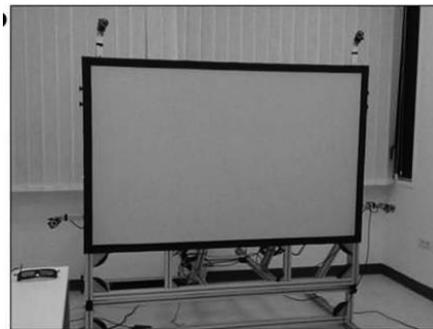


Illustration 5 : Le Powerwall. (Tieri et al 2018)



Illustration 6 : L'environnement virtuel automatique (CAVE). (Tieri et al 2018)

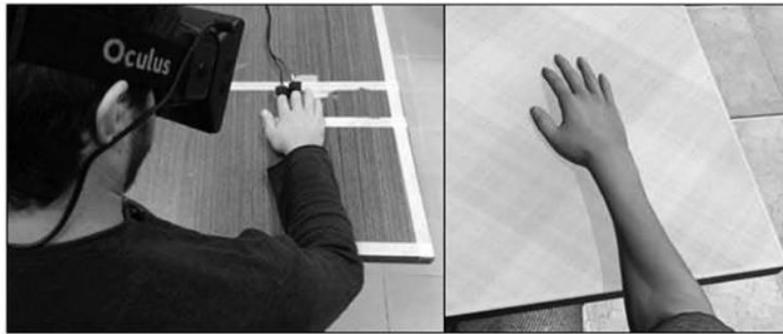


Illustration 7 : Représentation virtuelle d'un membre. (Tieri et al 2018)

b. Le GRAIL

Dans ce dossier, nous nous concentrons sur la paralysie cérébrale (PC). Le recouvrement de la marche chez les enfants atteints de PC étant un long chapitre de leur rééducation, nous allons nous pencher sur un récent dispositif de RV conçu pour la réhabilitation de la marche.

Le GRAIL (Illustration 8) est un outil de réalité virtuelle se définissant comme un Laboratoire Interactif d'Analyse en temps Réel de la Marche. Cette machine créée par Motekmédecin se veut être une solution à la réhabilitation de la marche, ainsi qu'à son analyse complète.

Cet outil se compose d'une plateforme amovible (comparable aux barres parallèles dans une rééducation standard) portant le rôle de plateforme de marche et de plaques de force. Un harnais relié au plafond permet de soutenir le patient, et si nécessaire, de le soulager de son poids pour travailler seulement sur l'exécution du schéma de marche sans y combiner un travail d'équilibre et de résistance face du poids du corps. Une base mobile est située sous la plateforme pour permettre des mouvements dans différents degrés de libertés.

Un ensemble de caméras et d'un système de capture de mouvements entourent le patient pour recueillir les données de la façon la plus fiable possible, et aussi lui permettre d'interagir avec son environnement de réalité virtuelle créé par l'écran en face de lui et l'encerclant sur 180°. Les mouvements du patient sont projetés simultanément sur l'écran et permettent un feedback en temps réel. Le système de son ambiant permet d'immerger davantage le patient dans cet univers synthétique.

Un ensemble de capteurs placés sur le patient permet de le modéliser pour recueillir les données lors de l'exécution des différents mouvements de la marche. Ces capteurs complètent le travail des caméras pour construire un avatar fiable et représentatif du patient. Un système d'EMG (Électromyogramme) est intégré à tout cela pour pouvoir analyser la conduction nerveuse et la contraction musculaire.

Toutes les actions de cet environnement virtuel et de ces équipements sont coordonnées par un logiciel nommé D-Flow. Il permet d'organiser la relation du patient avec l'environnement virtuel, ainsi que le feedback, les stimulations interactives environnantes et l'histoire proposée dans chaque exercice de rééducation. Avec ce logiciel, le patient reste central dans toutes ses

interactions. Ce logiciel fonctionne par segmentation (ou modules) permettant qu'une action sur un des modules (par exemple la plateforme de marche) induise une réaction sur un autre module en conséquence (par exemple l'environnement virtuel).

C'est de cette façon que le GRAIL se destine à être employable et possiblement efficace tant pour la recherche et l'analyse clinique, que pour la rééducation.

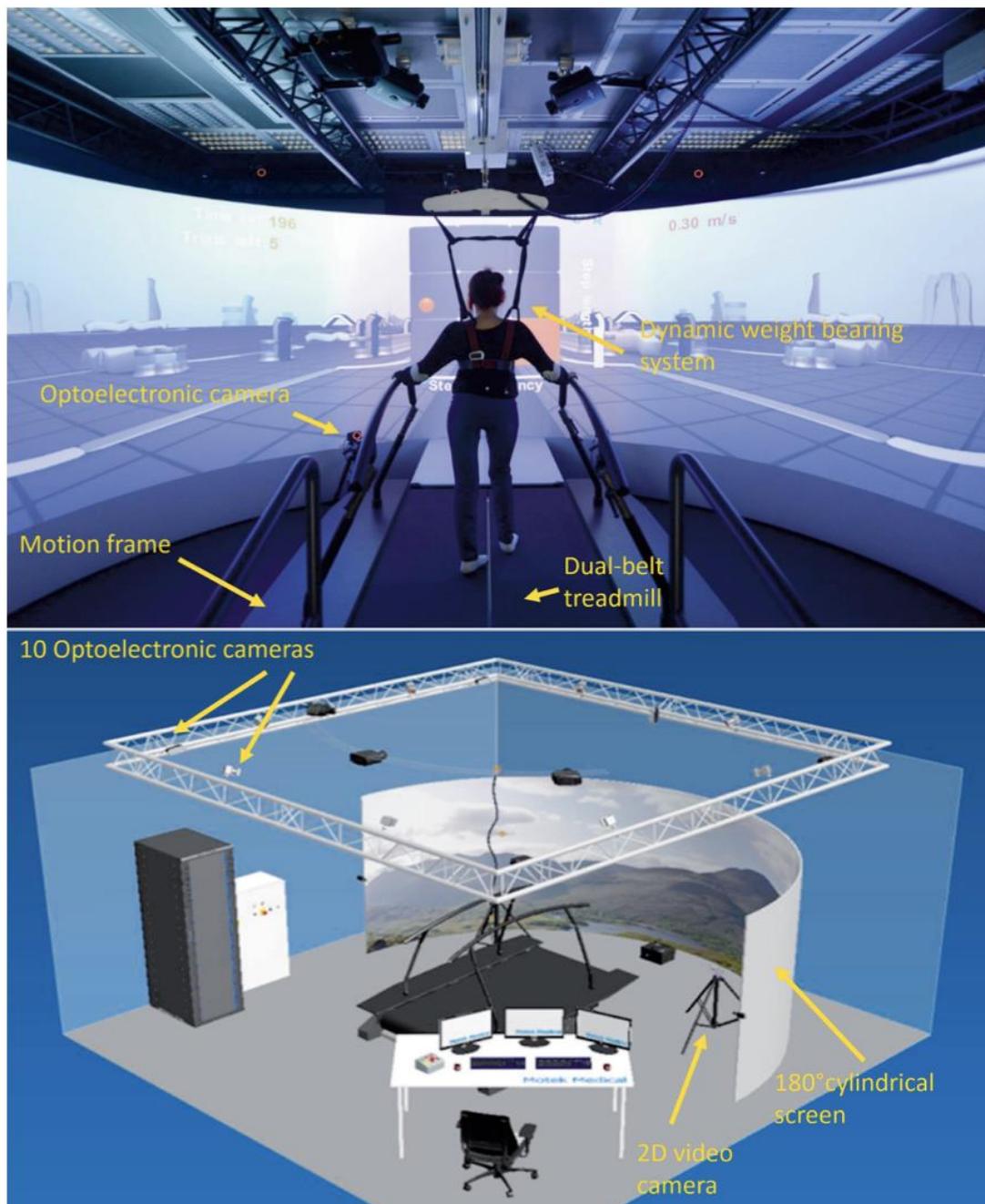


Illustration 8 : Le GRAIL. (Biffi et al. 2017)

3. La paralysie cérébrale et la réalité virtuelle

a. Contexte et intérêt de la revue

Comme nous l'avons constaté précédemment, la Paralysie Cérébrale laisse place à différents phénotypes de patients. Les stades caractérisés par ces différentes manifestations cliniques laissent ou non à l'enfant de pouvoir apprendre ou réapprendre à marcher.

Ce chapitre de la rééducation peut-être plus long et plus difficile selon les patients, mais c'est un passage primordial vers une pseudo-normalité d'une vie réadaptée. Hémiplégique gauche à la suite d'une paralysie cérébrale dans mon enfance, j'ai pu me rendre compte de la difficulté de cette étape pour le patient dans leur rééducation mais aussi de l'aspect novateur de nouvelles techniques créées depuis. En effet, certaines nouvelles technologies créent de nouveaux moyens de rééducation et donc une nouvelle prise en charge des patients : le GRAIL est centré sur la réadaptation de la marche et s'inscrit dans cet objectif.

Cette revue peut donc être un moyen de voir si l'utilisation de cet outil employant la réalité virtuelle aide ces enfants dans leur rééducation et s'il peut être un bon complément dans la rééducation standard de la Paralysie Cérébrale.

b. Objectif, problématique et hypothèse

À la suite de tout cela se pose maintenant la question de la place de la réalité virtuelle dans la rééducation de la marche chez les enfants porteurs de paralysie cérébrale.

Ce mémoire a pour objectif de démontrer que la Réalité Virtuelle a un intérêt à être employée dans la rééducation de la marche chez les enfants porteurs de cette pathologie.

Pour cela, la problématique directrice de cette revue systématique est « Quel est l'intérêt de l'utilisation la réalité virtuelle dans la rééducation de la marche chez les enfants porteurs de paralysie cérébrale ? ».

L'hypothèse de ce travail ici serait qu'une prise en charge incluant la réalité virtuelle facilite le recouvrement/ la correction d'un bon schéma moteur de la marche chez les enfants porteurs de paralysie cérébrale.

II. Méthodologie

1. Mise en place du Mémoire

a) Le choix du type de mémoire à construire

Une revue systématique est le type d'étude que j'ai choisi pour écrire sur « *la place de la réalité virtuelle dans la prise en charge d'enfants porteurs de paralysie cérébrale* ».

b) L'établissement de la problématique

Mes expériences professionnelle et personnelle m'ont amené à effectuer des recherches bibliographiques sur la paralysie cérébrale et sa rééducation. Dans le but d'appréhender au mieux le sujet et de le décomposer pour en identifier chaque variable selon l'acronyme PICO (Population, Intervention, Comparaison, Outcome) :

Population : enfants de 6 à 20 ans porteurs de paralysie cérébrale.

Intervention : intégration de la Réalité Virtuelle.

Comparaison : rééducation du schéma moteur de la marche avec ou sans la réalité virtuelle.

Outcome : facilitation de la correction du schéma moteur de la marche.

La problématique qui a émergé de ce travail est « *Quel est l'intérêt de la réalité virtuelle dans la prise en charge d'enfants porteurs de paralysie cérébrale ?* ».

c) La création de l'hypothèse

Pour préparer l'écriture de mon hypothèse, j'ai choisi mon sujet, réuni des documents de recherche et les ai analysés. J'ai ensuite déterminé une hypothèse à approfondir, et des pistes d'une réponse éventuelle dans la littérature.

Les étapes suivantes ont été :

Déterminer les variables **X** « *La paralysie cérébrale chez l'enfant* » et **Y** « *Les effets de la réalité virtuelle sur le schéma moteur de la marche* ».

(X est une variable indépendante et Y est dépendante de X) ;

Créer une hypothèse générale ;

Déterminer si l'hypothèse est directionnelle ou non directionnelle, puis la préciser et s'assurer de pouvoir la tester ;

Déterminer l'hypothèse définitive (**H1**) « *Une prise en charge incluant la réalité virtuelle facilite le recouvrement/ la correction d'un bon schéma moteur de la marche chez les enfants porteurs de paralysie cérébrale* ».

Créer l'hypothèse nulle (**H0**) « *Une Prise en charge incluant la réalité virtuelle ne facilite pas le recouvrement/ la correction d'un bon schéma moteur de la marche chez les enfants porteurs de paralysie cérébrale* ».

2. La rédaction du mémoire

Les Guidelines PRISMA m'ont permis de rédiger cette revue systématique. (Annexe 3)

Le protocole IMRaD a également été appliqué dans cette rédaction :

- **I**ntroduction : composée d'une partie sur la paralysie cérébrale, une autre sur la réalité virtuelle et une dernière mêlant les deux parties pour annoncer l'objectif de la revue, la problématique et l'hypothèse ;
- **M**éthode : description de la méthode de construction de la revue systématique ;
- **R**ésultats : partie où les résultats de la revue systématique et leurs analyses seront répertoriées ;

And

- **D**iscussion : points forts et points faibles du mémoire, ainsi que des possibles ouvertures du sujet traité sur de nouveaux questionnement par exemple.

Enfin, la conclusion de ce mémoire mettra un point final à tout ce travail entrepris depuis ces deux dernières années.

3. Stratégie de recherche et sélection des articles

Ma recherche d'articles s'est effectuée sur des moteurs de recherches tels que PubMed, Cochrane Library ou encore Research Gate.

Ces recherches étaient centrées sur mon sujet tout en restant vastes pour avoir une vue globale de mon sujet.

J'ai ensuite défini mes critères d'inclusion : articles de schéma de marche et des effets de la réalité virtuelle chez les enfants porteurs de paralysie cérébrale, articles datés de 2015 minimum ; Et de non inclusion : articles ne parlant pas du schéma de marche ni des effets de la réalité virtuelle sur ce dernier chez les enfants porteurs de paralysie cérébrale, et articles datant d'avant 2015.

Mon équation de recherche a ensuite été établie. Mes recherches étaient précisées par les MeshTerms ("*Immersive Virtual Reality*" OR "*Virtual Reality*") AND ("*Walking Ability*" OR "*Gait Characteristics*" OR "*Gait Analysis*" OR "*Gait*") AND ("*Children*" OR "*Pediatrics*") AND ("*Acquired Brain Injuries*" OR "*Traumatic Brain Injury*" OR "*Cerebral Palsy*" OR "*Spastic Cerebral Palsy*") AND ("*Biofeedback*" OR "*Real-time Feedback*" OR "*Feedback*" OR "*Treadmill Walking*" OR "*Inclined Treadmill Walking*").

Et ("*Immersive Virtual Reality*" OR "*Virtual Reality, Immersive*" OR "*Virtual Reality, Augmented*" OR "*Augmented Virtual Reality*") AND ("*Walking*" OR "*Gait*" OR "*Ambulation*") AND ("*Cerebral Palsy*" OR "*Brain Injuries, Acquired*" OR "*Acquired Brain Injury*") AND ("*Children*" OR "*Pediatrics*" OR "*Pediatric Patients*" OR "*Child*").

Grace à ces paramètres j'ai pu sélectionner mes articles. L'écrémage de ces articles est illustré dans le Tableau 4.

Soucieux de construire un mémoire qualitatif je me suis servi de l'échelle PEDro (*Annexe 4*), pour évaluer la qualité de mes différents articles sélectionnés.

Tous ont un score de 6/11 (Tableau 5) les classant selon le niveau de preuve et la gradation des recommandations de la Haute Autorité de Santé (*Annexe 5*), comme étant de grade C et de ce fait de niveau 2 : d'une qualité de preuve intermédiaire.

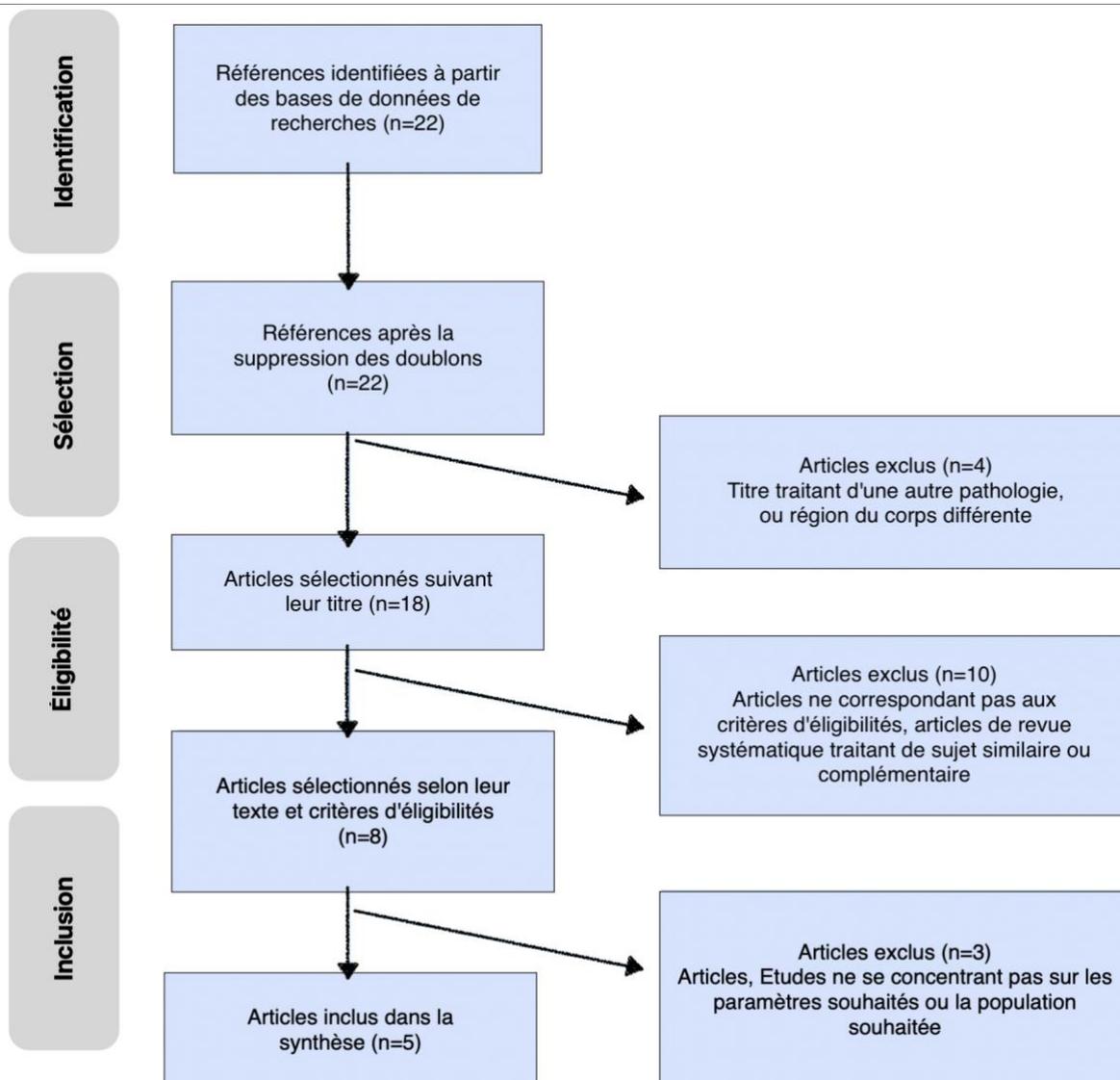


Tableau 4 : Diagramme de flux pour la sélection des articles.

Critères	Articles				
	(Biffi et al. 2017)	(Ma et al. 2019)	(A. T. Booth et al. 2019)	(Gagliardi et al. 2018)	(van Gelder et al. 2017)
Les critères d'éligibilités ont été précisés.	✓	✓	✓	✓	✓
Les sujets ont été répartis aléatoirement dans les groupes.	✗	✗	✗	✗	✗
La répartition a respecté une assignation secrète.	✗	✗	✗	✗	✗
Les groupes étaient similaires au début de l'étude au regard des indicateurs pronostiques les plus importants.	(Un seul groupe dans l'étude et les enfants sont tous similaires) ✓	✓	(Un seul groupe dans l'étude et les enfants sont tous similaires) ✓	(Un seul groupe dans l'étude et les enfants sont tous similaires) ✓	✓
Tous les sujets étaient "en aveugle".	✗	✗	✗	✗	✗
Tous les thérapeutes ayant administré le traitement étaient "en aveugle".	✗	✗	✗	✗	✗
Tous les examinateurs étaient "en aveugle" pour au moins un des critères de jugement essentiels.	✗	✗	✗	✗	✗
Les mesures, pour au moins un des critères de jugement essentiels, ont été obtenues pour plus de 85% des sujets initialement répartis dans les groupes.	✓	✓	✓	✓	✓
Analyse "en intention de traiter".	✓	✓	✓	✓	✓
Comparaisons statistiques des intergroupes	✓	✓	✓	✓	✓
Estimations des effets et estimation de leur variabilité.	✓	✓	✓	✓	✓
Score total	6/11	6/11	6/11	6/11	6/11

Tableau 5 : Score PEDro des articles étudiés.

III. Résultats

1. Aperçu des études retenues

Ci-dessous les six études retenues pour ce mémoire. (Tableau 6)

Auteurs	Année	Titre
Ma et al	2019	Caractéristiques de la démarche d'enfants atteints d'infirmité motrice cérébrale spastique pendant la marche sur tapis roulant incliné dans un environnement de réalité virtuelle.
A. T. Booth et al	2019	Effets immédiats du biofeedback immersif sur la marche des enfants atteints de paralysie cérébrale.
van Gelder et al	2017	Feedback en temps réel pour améliorer la démarche des enfants atteints d'infirmité motrice cérébrale.
Gagliardi et al	2018	La réalité virtuelle immersive pour améliorer les capacités de marche des personnes atteintes de paralysie cérébrale.
Biffi et al	2017	Une plateforme de réalité virtuelle immersive pour améliorer la capacité de marche des enfants souffrant de lésions cérébrales acquises.

Tableau 6 : Aperçu des cinq articles retenus pour l'élaboration de ce mémoire.

2. Caractéristiques des articles, extraction des données

Les six études retenues pour ce mémoire sont de différents types : études observationnelles, comparatives et pilote.

Toutes essayent de montrer que la réalité virtuelle a un effet sur la rééducation de la marche et le recouvrement/la correction de ses paramètres.

a. Caractéristiques des populations observées

Dans ces différentes études, les populations étudiées sont des enfants.

La HAS stipule, selon la convention internationale des droits de l'enfant, qu'un enfant est défini « *comme tout être humain âgé de moins de 18 ans, sauf si la majorité est atteinte plus tôt en raison de la législation qui lui est applicable* ».

De fait, chaque article a intégré dans son étude des enfants de moins de 18 ans, sauf pour l'articles de *Biffi et al.* *Qui a inclus des enfants et adolescents jusqu'à l'âge de 20 ans mais ayant les mêmes caractéristiques* (population et critères d'inclusions/exclusions sont précisés dans le Tableau 7).

Les enfants étudiés sont tous porteurs de paralysie cérébrale spastique non sévère et pouvant marcher sans aides techniques (avec un grade GMFCS 1 ou 2) dans la plupart des études.

Seules les études de *Gagliardi et al.* et *van Gelder et al.* ont inclus des enfants nécessitant une aide technique (GMFCS de grade 3). Elles étudient respectivement les enfants des 3 premiers grades et de grade 1 et 3.

Les études de *van Gelder et al.*, *Ma, A. T. Booth et al.* ont inclus un groupe d'enfants sains avec un développement moteur typique normal dans la même tranche d'âge que le groupe d'enfants paralysés cérébraux dans le but de comparer les résultats entre ces deux groupes.

Notre revue systématique aura permis d'accumuler un total de 100 patients. Pour la réalisation de ces études, un consentement libre et éclairé a été recueilli auprès des parents de chaque enfant, dans le respect des différents fondements éthiques de la recherche médicale.

Articles	Population	Âge	Critères d'inclusions	Critères d'exclusions
Ma et al. 2019	N=20 10 enfants PC* spastiques 10 enfants sains	8,5 ± 2,3 ans 7,9 ± 1,4 ans	Enfant diagnostiqué comme ayant une Paralysie Cérébrale de type diplégie, âgés de 6 à 12 ans, avoir un grade de I ou II GFMCS, capables de comprendre et d'exécuter des instructions, pouvoir marcher de façon indépendante sans assistance pendant plus de six minutes, et ne pas avoir	La présence de maladies cardiaques et pulmonaires graves et de troubles du système visuel ou auditif.

			reçu de toxine botulique dans les membres inférieurs ni subi d'intervention chirurgicale au cours des six derniers mois.	
A. T. Booth et al. 2019	N=25 15 garçons 7 filles	10,5 ± 3,1	Un diagnostic de parésie spastique, un grade I ou II de la GMFCS, un âge compris entre 5 et 16 ans.	Déficiência cognitive grave, traitement à la toxine botulique A dans les 6 derniers mois, chirurgie orthopédique, traitement au baclofène intrathécale ou rhizotomie dorsale sélective dans les 12 derniers mois.
Van Gelder et al. 2017	N=27 16 enfants PC* spastiques 11 enfants sains	11,3 ± 3,4 ans 9,8 ± 2,7 ans	Enfant avec un schéma de marche contenant une flexion excessive du genou et/ou de la hanche, capable de marcher de manière autonome pendant au moins six minutes sans repos, une capacité cognitive suffisante pour suivre des instructions.	Traitement à la toxine botulique A dans les 16 dernières semaines, chirurgie orthopédique, traitement au baclofène intrathécale ou rhizotomie dorsale sélective dans les 12 derniers mois.
Gagliardi et al. 2018	N=16 10 Garçons 6 filles	11 ± 2,4 ans	Un diagnostic de paralysie cérébrale bilatérale, un âge compris entre 7 et 16 ans, une capacité à marcher de manière autonome sans aide ou avec une aide minimale ou avec un dispositif de mobilité tenu à la main (GMFCS 1, 2 et 3), une capacité cognitive suffisante pour suivre les instructions.	Une spasticité et/ou une contracture musculaire grave (score sur échelle d'Aschworth ≥ 3), un diagnostic de trouble grave de l'apprentissage, des problèmes de comportement et des difficultés visuelles ou auditives qui auraient un impact sur l'activité proposée et la participation. Sont aussi exclus les enfants ayant eu un traitement à la toxine botulique A dans les 16 semaines précédant la date de mesure, ou une chirurgie orthopédique, un traitement au baclofène intrathécale ou une rhizotomie dorsale sélective dans les 12 mois précédents la date de mesure.

Biffi et al. 2017	N=12	12,1 ± 3,8 ans	Diagnostic de paralysie cérébrale fait en âge pédiatrique et à l'adolescence (entre 2 et 20 ans), une gravité de la déficience motrice égale au grade I ou II de la GMFCS, l'enfant doit avoir une capacité à suivre des instructions verbales, attestée par un psychologue expérimenté.	Présence d'une spasticité sévère et/ou d'une contracture musculaire grave, trouble grave de l'apprentissage, des problèmes de comportement et des difficultés visuelles ou auditives pouvant avoir un impact sur le fonctionnement et la participation de l'enfant.
--------------------------	------	----------------	--	---

*PC = Paralysés cérébraux

Tableau 7 : Présentation des différentes caractéristiques des populations étudiées ainsi que des critères d'inclusions et d'exclusions.

b. Les Protocoles et leurs objectifs

- L'article de *Ma et al. 2019* met en place un protocole expérimental d'analyse de la marche de deux groupes d'enfants. L'un est composé d'enfants porteurs de paralysie cérébrale, l'autre d'enfants sains. Pour la mise en place de cette analyse, 25 capteurs ont été placés sur ces enfants (*sur la 10ème vertèbre thoracique, le nombril, le sternum, l'épine iliaque antéro-supérieure, l'épine iliaque postéro-supérieur, le grand trochanter, l'épicondyle latéral du genou, la malléole latérale, le calcanéum postérieur, l'extrémité du gros orteil, la tête du cinquième métatarsien, l'acromion, l'épicondyle latéral et l'épicondyle médial du coude, le côté latéral du poignet, le côté médial du poignet, l'apophyse xiphoïde, la 7e vertèbre cervicale, le sommet de la tête, le côté droit de la tête et enfin le côté gauche de la tête*) pour respecter le modèle du Corps humain défini par le logiciel HBM.

Dans ce protocole, les enfants ont un temps d'adaptation à la plateforme de marche en marchant en pente de 10° pendant trois minutes. La collecte de données débute une fois qu'ils ont atteint une allure de marche confortable : cette collecte s'effectue pendant 1 minute avec la plateforme non inclinée puis une minute avec la plateforme inclinée de 10° en montée. Les cycles de marche des enfants sont enregistrés et analysés.

Le but de ce protocole est de comparer l'adaptabilité de la marche des enfants porteurs de paralysie cérébrale par rapport à celle des enfants sains.

- L'article de *Booth et al. 2019* met en place un protocole sur le GRAIL avec un bio-feedback par visualisation d'un avatar lors de la marche. Les enfants sont porteurs de paralysie cérébrale et ont eu 6 minutes d'acclimatation avec la plateforme suivie d'une marche de plusieurs minutes afin de trouver leur rythme de confort. Les données de leur schéma de marche de base sont ensuite collectées pendant 1 minute pour pouvoir comparer ces données avec celles recueillies lorsque l'enfant se visualisait à la troisième personne avec son avatar, ou avec d'autres stimulations de retour visuels.

Le but de ce protocole est de montrer si le biofeedback induit par différents types de retour visuel permet à l'enfant de corriger en temps réel ses paramètres de marche.

- L'article de *van Gelder et al. 2017* met en place un protocole incluant enfants sains et enfants porteurs de paralysie cérébrale. Après un temps de familiarisation avec la plateforme GRAIL, les enfants ont trouvé l'allure la plus confortable et la collecte des données débute. Elle dure 3 minutes. Durant ce temps de marche, l'enfant n'avait pas de feedback : les données ont simplement servi à fixer les normes de marche spontanée de l'enfant. Suite à cela, 2 minutes de marche avec un feedback visuel sous forme de diagramme avec un point mouvant permet d'analyser de nouvelles données sur la marche de l'enfant. Ce point mouvant suit l'angle hanche-genou lors de la marche. Également projetée, une cible horizontale qui matérialise l'angle hanche-genou correct devient alors l'objectif à atteindre lors de la marche de l'enfant : l'enfant doit donc amener le point dans cette cible.

Cet exercice permet d'évaluer si les enfants sont capables de corriger leur schéma de marche à l'aide de ce feedback visuel.

- L'article de *Biffi et al. 2017* met en place un protocole de rééducation composé de 10 séances de 30 minutes chacune sur la plateforme GRAIL. Les séances de rééducation supplémentaires sont à une fréquence de 4 fois par semaine, sur une durée totale de 3 semaines de protocole.

Cette rééducation comprend un ensemble de 6 types d'exercices ayant pour but d'améliorer les aptitudes de marche et d'équilibre des enfants, en travaillant dans un environnement de réalité virtuelle. Les 6 exercices composant le protocole sont les suivants :

- Le transfert de poids,
- La charge monopodale,
- La marche et l'endurance,
- L'équilibre dynamique,
- Travail sur l'amplitude des mouvements de la marche sur les différentes articulations concernées,
- La coordination motrice.

- L'article de *Gagliardi et al. 2018* met en place un protocole de rééducation, composé de 18 séances de 30 minutes chacune sur la plateforme GRAIL. Les séances de rééducation supplémentaires sont à une fréquence de 5 fois par semaine, sur une durée totale de 4 semaines de protocole.

Cette rééducation comprend un ensemble de 6 types d'exercices ayant pour but d'améliorer les aptitudes de marche et d'équilibre des enfants, en travaillant dans un environnement de réalité virtuelle. Les 6 exercices composant le protocole sont les suivants :

- Le transfert de poids,
- La charge monopodale,
- La marche et l'endurance,
- L'équilibre dynamique,

- Travail sur l'amplitude des mouvements de la marche sur les différentes articulations concernées,
- La coordination motrice.

Durant ce protocole, deux séances d'évaluation sont mises en place. L'une au début du protocole et la seconde à la fin du protocole, dans le but d'observer si la rééducation sur le GRAIL permet l'émergence d'améliorations sur les paramètres de marche de ces enfants.

c. Les paramètres étudiés et méthodes d'évaluations

Auteurs/Articles	Année	Critères de jugement	Méthode d'évaluation
Ma et al.	2019	<p>Paramètres de la marche</p> <ul style="list-style-type: none"> - Vitesse de marche (m.s-1) - Longueur du pas (m) - Largeur du pas (m) - La phase d'appui (%) - Flexion maximale du tronc (en°) - Extension maximale du tronc (en°) - Rotation maximale du tronc (en°) - Flexion latérale maximale du tronc (en°) - Inclinaison antérieure maximale du bassin (en°) - Inclinaison postérieure maximale du bassin (en°) - Inclinaison oblique maximale du bassin (en °) - Flexion maximale de hanche (en°) - Extension maximale de hanche (en°) - Abduction maximale de hanche (en°) - Adduction maximale de hanche (en°) - Flexion maximale du genou lors de la réponse à la charge (en°) - Flexion maximale de genou (en°) - Extension maximale de genou (en°) - Flexion dorsal de cheville maximale (en°) 	Récolte et analyse des données sur 8 cycles de marche avec plateforme non inclinée et plateforme inclinée de 10°, puis comparaison de ces données entre le groupe des enfants atteints de paralysie cérébrale et le groupe d'enfants sains.

		<ul style="list-style-type: none"> - Flexion plantaire maximale de cheville (en°) - Flexion de genou au contact initial du pas (en°) - Angle de la cheville lors du contact initial (en°) <ul style="list-style-type: none"> - Moment d'extension maximale de hanche (en N.m/kg) - Moment de flexion maximale de hanche (en N.m/kg) - Moment d'abduction maximale de hanche (en N.m/kg) - Moment d'abduction maximale du genou (en N.m/kg) - Moment d'adduction maximale du genou (en N.m/kg) - Premier moment d'extension maximale de genou en N.m/kg <ul style="list-style-type: none"> - Moment de flexion maximale de genou (en N.m/kg) - Première flexion maximale de genou (en N.m/kg) - Moment de flexion plantaire maximale de cheville (en N.m/kg) - Moment de flexion dorsal maximale de cheville (en N.m/kg) - Distance antérieure entre centre de masse et centre de gravité (en m) - Distance postérieure entre centre de masse et centre de gravité (en m) - Distance médiane entre centre de masse et centre de gravité (en m) - Distance latérale entre centre de masse et centre de gravité (en m) 	
--	--	--	--

<p>A. T. Booth et al.</p>	<p>2019</p>	<p>Paramètres de la marche</p> <ul style="list-style-type: none"> - Extension maximale de hanche (en°) - Amplitude articulaire de la hanche dans le plan sagittal (en°) - Abduction maximale de la hanche lors du passage du pas (en°) - Rotation de hanche (en°) - Amplitude articulaire du genou dans le plan sagittal (en°) - Flexion maximale du genou (en°) <ul style="list-style-type: none"> - Extension maximale du genou au contact initial du pas (en°) - Extension maximale du genou (en°) - Flexion dorsale maximale de cheville (en°) - Flexion dorsale maximale de cheville lors du passage du pas (en°) - Flexion plantaire maximale cheville (en°) - Angle de progression moyen du pied (en°) - Puissance maximale de la cheville à l'arrivée de la pointe de pied (en W/kg) <ul style="list-style-type: none"> - Temps de Puissance maximale de la cheville à l'arrivée de la pointe de pied (en pourcentage du cycle de marche) - Puissance maximale de la hanche à l'arrivée de la pointe de pied (en W/kg) <ul style="list-style-type: none"> - Temps de Puissance maximale de la hanche à l'arrivée de la pointe de pied (en W/kg) - Largeur du pas (en m) - Longueur du pas (en m) - Pourcentage de stabilité - Score du profil de marche 	<p>Récolte, analyse et comparaison des données des paramètres de marche des enfants avec différents feedback visuels, par rapport aux paramètres de marche de base.</p>
----------------------------------	-------------	---	---

<p>Van Gelder et al.</p>	<p>2017</p>	<p>Paramètres de la marche</p> <ul style="list-style-type: none"> - Temps de balancement de la jambe (en s) <ul style="list-style-type: none"> - Temps de marche (en s) - Distance de marche (en m) <ul style="list-style-type: none"> - Longueur du pas (en m) - Largeur du pas (en m) - Inclinaison du tronc (moyenne et amplitude articulaire, en°) - Rotation du tronc (moyenne et amplitude articulaire, en°) <ul style="list-style-type: none"> - Obliquité du tronc (moyenne et amplitude articulaire, en°) - Inclinaison du bassin (moyenne et amplitude articulaire, en°) - Rotation du bassin (moyenne et amplitude articulaire, en°) - Obliquité du bassin (moyenne et amplitude articulaire, en°) - Rotation de hanche (moyenne et amplitude articulaire, en °) - Flexion de hanche (minimum et amplitude articulaire, en °) - Abduction de hanche (moyenne et amplitude articulaire, en °) - Flexion de genou (minimum au contact initial du pas et à la fin de la station debout statique en °, amplitude articulaire en ° et moment maximal en % du cycle de marche) - Rotation des pieds moyenne en station debout (en °) <ul style="list-style-type: none"> - Flexion de cheville (en position debout et au passage du pas en °) 	<p>Récolte, analyse et comparaison des données des paramètres de marche des enfants avec et sans feedback visuels sur le membre le plus affecté.</p>
---------------------------------	-------------	---	--

<p>Gagliardi et al.</p>	<p>2018</p>	<p>1. Examen clinique</p> <ul style="list-style-type: none"> - GMFM-88 - GMFM-A - GMFM-B - GMFM-C - GMFM-D - GMFM-E <p>- Test de 6 minutes de marche</p> <p>- Questionnaire d'évaluation fonctionnelle (FAQ)</p> <p>2. Paramètres de la marche</p> <ul style="list-style-type: none"> - Temps d'appui (en %) - La largeur du pas (en m) - La longueur du pas (en m) - Durée du passage du pas (en s) - La vitesse de marche (en m.s) - La puissance maximale de la flexion/extension de la cheville (en W/kg) - Oscillation minimale de la flexion/extension de la cheville (en °) - Amplitude articulaire de la cheville en flexion/extension (en°) - Amplitude articulaire de la cheville en flexion/extension lors du passage du pas (en°) - Flexion du genou lors du contact initial du pas (en °) - Flexion/extension minimale du genou (en°) - Amplitude articulaire du genou en flexion/extension (en°) - Flexion/extension minimale de la hanche (en°) - Amplitude articulaire de la hanche en flexion/extension (en°) 	<p>Examen clinique à T0 (avant le protocole) et à T1 (après le protocole).</p> <p>Récolte des données de la marche à T0 (avant le protocole) et à T1 (après le protocole).</p>
--------------------------------	-------------	--	--

		<ul style="list-style-type: none"> - Amplitude articulaire de la hanche en abduction/adduction (en°) - Amplitude articulaire de l'inclinaison du bassin (en°) - Amplitude articulaire de l'obliquité du bassin (en°) 	
Biffi et al.	2017	<p>1. Examen clinique</p> <ul style="list-style-type: none"> - GMFM-88 - GMFM-A - GMFM-B - GMFM-C - GMFM-D - GMFM-E <ul style="list-style-type: none"> - Test de 6 minutes de marche - Questionnaire d'évaluation fonctionnelle (FAQ) <p>2. Paramètres de la marche</p> <ul style="list-style-type: none"> - La phase d'appui (en %) - Temps de passage du pas (en seconde) - Vitesse de marche (m.s-1) - Longueur du pas (m) - Largeur du pas (m) - Inclinaison du bassin (en °) - Flexion/extension de la hanche (en °) - Rotation moyenne de la hanche en position bipodal (en °) - Flexion de genou au contact du pas (en °) - Flexion/extension de genou (en °) - Flexion maximale de la cheville en bipodal (en °) - Flexion maximale de la cheville lors du passage du pas (en °) 	<p>Examen clinique à T0 (avant le protocole) et à T1 (après le protocole).</p> <p>Récolte des données de la marche à T0 (avant le protocole) et à T1 (après le protocole).</p>

Tableau 8 : Les paramètres étudiés et les méthodes d'évaluation.

d. Les résultats observés

- L'article de *Ma et al. 2019* compare les différentes données de la marche (*spatio-temporelles, cinématiques, cinétiques et les paramètres d'équilibre dynamique*) récoltées entre un groupe d'enfant sains (n= 10) et un groupe d'enfants porteurs de paralysie cérébrale (n= 10). Ces données ont été respectivement récoltées dans des conditions de marche lambda, puis avec le plateau de marche incliné de 10°.

En ce qui concerne les **paramètres spatio-temporels**, nous pouvons relever une différence statistiquement significative de la vitesse de marche entre les deux groupes d'enfants ($p < 0,01$). Les deux groupes d'enfants ont diminué leur vitesse de marche lors de l'inclinaison du plateau ($p < 0,01$), mais aucun lien significatif n'a pu être montré entre cette diminution et les conditions de marches.

La longueur du pas est significativement plus basse chez les enfants porteurs de PC ($p < 0,01$), et les deux groupes diminuent tout deux leur longueur de pas lors de l'inclinaison du plateau ($p < 0,01$). On observe un lien significatif entre la diminution de la longueur et les conditions de marche ($p < 0,01$).

On remarque aussi que la phase d'appui au sol est plus longue chez les enfants porteurs de PC comparé aux enfants sains, de manière significative ($p < 0,01$). Les deux groupes augmentent significativement leur temps d'appui au sol lors de l'inclinaison de la plateforme ($p < 0,01$), un lien significatif a pu être relevé entre cette augmentation de temps d'appui et les conditions de marche ($p < 0,01$).

Pour **l'équilibre dynamique et la cinématique articulaire**, nous pouvons observer que les deux groupes augmentent significativement l'inclinaison maximale de leur bassin ($p < 0,01$), lors de l'inclinaison de la plateforme. On remarque aussi que les enfants porteurs de PC, ont une inclinaison pelvienne maximale significativement plus basse que les enfants sains ($p < 0,01$). Il en est de même pour l'obliquité pelvienne maximale ($p < 0,026$), l'extension maximale du tronc ($p < 0,01$) lorsque la plateforme est inclinée.

On remarque une différence significative pour les deux groupes concernant, l'abduction maximale de hanche lors de la phase oscillatoire de la marche ($p < 0,026$). Il en est de même pour la flexion maximale de hanche ($p < 0,01$). Une baisse de l'extension maximale de hanche est significativement relevable lors de la phase d'appui ($p < 0,01$). La distance entre centre de masse et centre de pression est significativement diminuée ($p < 0,01$) dans un axe antéro-postérieur, lors de la marche sur plateforme inclinée.

Les enfants porteurs de PC ont une flexion maximale de genou lors de la phase d'oscillation significativement plus petite ($p < 0,01$) que les enfants sains.

Les deux groupes d'enfants augmentent significativement leur flexion de genou lors de l'inclinaison de la plateforme ($p < 0,01$). Un lien significatif est observable entre cette augmentation et les conditions de marche ($p < 0,01$).

Lors du contact initial du pas les enfants porteurs de PC ont une flexion de genou significativement plus accentuée que les enfants sains ($p < 0,01$). Les deux groupes augmentent significativement ($p < 0,01$) leur flexion maximale de genou en réponse à la charge appliqué de

par l'inclinaison de la plateforme. Aucun lien n'a pu être montré de manière significative entre cette augmentation et les conditions de marche.

Les deux groupes ont également augmenté de manière significative, leur flexion dorsale de cheville ($p < 0,01$) lors de l'inclinaison de la plateforme. Le groupe porteur de PC a une flexion dorsale lors du contact initial du pas, significativement plus importante ($p < 0,01$) que le groupe sain. Un lien significatif ($p < 0,01$) est observable entre ces augmentations et les conditions de marche.

Les enfants porteurs de PC ont une flexion plantaire significativement plus faible ($p < 0,01$) que le groupe sain, lors de la phase oscillatoire. En revanche les deux groupes diminuent de manière significative, leur flexion plantaire maximale ($p < 0,01$) lors de la phase d'appui et d'oscillation lorsque la plateforme est inclinée.

Un lien entre l'angle de rotation maximale et les conditions de marche est significativement observable ($p = 0,017$). En revanche aucune modification de ce paramètre n'est notable de manière significative pour nos deux groupes.

En ce qui concerne la **cinétique articulaire**, les deux groupes diminuent significativement leur moment de flexion maximale de hanche ($p < 0,01$) lors de la phase d'appui quand la plateforme est inclinée. Les enfants porteurs de PC ont un moment d'extension de hanche maximale, plus important que les enfants sains de manière significative ($p < 0,01$) lors de la marche. Il en est de même lors de la phase d'appui ($p < 0,01$) lorsque la plateforme est inclinée.

Le moment de flexion et d'extension de genou maximale lors de la phase d'appui, ne montre pas de lien ni de changement significatif en fonction des conditions de marche.

Le moment de flexion dorsale maximale de cheville est significativement plus faible ($p < 0,01$) dans le groupe PC par rapport au groupe sain. En revanche ce paramètre lors de la phase d'appui est plus faible de manière significative ($p < 0,01$) dans nos deux groupes, lorsque la plateforme est inclinée.

Le moment maximal de flexion plantaire chez les enfants porteurs de PC est plus faible que chez les enfants sains, de manière significative ($p < 0,05$).

Une différence significative est également notable concernant le moment d'abduction maximale de hanche, lors de la phase d'appui ($p < 0,018$).

L'ensemble des résultats tend à montrer que les enfants porteurs de PC lors de leur marche sur la plateforme ont des corrections similaires à celles des enfants sains. La vitesse de marche de roulement du tapis de marche serait à surveiller pour ne pas handicaper davantage les enfants du groupe PC qui voient leurs défauts de marche augmenter lors de l'inclinaison du tapis.

- L'article de *A.T. Booth et al. 2019* compare les données des paramètres de la marche chez les enfants porteurs de PC. Des mesures de base ont été mesurées avant de les comparer à celles récoltées lorsque l'enfant se trouve face à différents feedback visuels (avatar seul, extension de genou modélisée par une barre, extension de genou modélisée par un avatar, longueur du pas modélisée avec un avatar, puissance de la cheville modélisée par un avatar).

Le **feedback visuel créé par l'avatar seul** a induit de manière significative ($p < \text{ou} = 0,001$), une augmentation de l'abduction de hanche durant la phase oscillante. On retrouve également

une augmentation de l'extension maximale de hanche, une hausse des amplitudes articulaires du genou et de la hanche, ainsi qu'une plus grande extension de genou lors du contact initial du pas et lors de la phase d'appui. Une augmentation de la longueur du pas (12,7%) est aussi notable de façon significative ($p < 0,001$).

Le **feedback sur la longueur du pas induit par avatar**, a montré une augmentation significative ($p < 0,001$) de la longueur du pas. Une hausse significative de la largeur du pas est aussi observable. La variation de ces paramètres a été accompagné par une augmentation, des amplitudes articulaires du genou et de la hanche de manière significative ($p < 0,001$). Il en est de même pour l'abduction de hanche lors de la phase d'oscillation. La puissance de la cheville a elle aussi augmenté (19,7%) de manière significative ($p < 0,001$).

Le **feedback induit sur l'extension de genou**, montre une augmentation de $7,4^\circ$ d'extension significatif ($p < 0,001$) lors de la phase de contact initial du pas. Une augmentation significative ($p < 0,001$) de cette extension est également constatée lors de la phase d'appui, montrant une augmentation globale de l'amplitude de mouvement du genou. Il a été noté aussi une augmentation de la longueur (19,2%) du pas induite par l'augmentation de l'extension de genou.

Enfin, avec le **feedback sur la puissance de la cheville**, celle-ci a augmenté de 37,7% de façon significative ($p = 0,001$) et s'est produite significativement plus tôt ($p < 0,001$) que sur les données récoltées en condition de base. La puissance de hanche s'est également retrouvée augmentée. Ces augmentations se sont retrouvées en lien significatif avec une augmentation de la flexion maximale du genou ($p = 0,001$), de l'extension maximale du genou lors de la phase d'appui ($p = 0,003$), de l'amplitude de mouvement du genou ($p < 0,001$) et de l'abduction de hanche lors de la phase d'oscillation.

Des questions posées aux enfants (comme « *As-tu compris la tâche et pourrais-tu la compléter ?* ») ont donné lieu à des réponses davantage positives lorsque les enfants avaient un feedback avec un avatar.

Tous ces résultats démontrent que le feedback immersif en temps réel peut produire des corrections de la marche de manière importante et immédiate sur un panel de paramètres cliniquement importants.

Il est remarqué aussi qu'un feedback par avatar est plus apprécié et efficace sur ces enfants.

- L'article de *Van Gelder et al. 2017* compare les données de paramètres de marche, récoltées sur des enfants porteurs de PC sans et avec feedback visuel en temps réel. Le feedback est modélisé par une barre avec un point se déplaçant sur cette dernière. Le feedback est concentré sur deux articulation du corps : la hanche et le genou.

L'extension de hanche, grâce au feedback, s'est améliorée d'environ 5° et de manière significative ($p < 0,01$). Une augmentation significative ($p = 0,034$) d'environ 5° de l'extension de genou est aussi notable. Malgré ces changements, rien de significatif dans le score de profil

de marche (un score élevé témoigne d'une marche de plus en plus éloignée de la normalité) n'a été relaté par rapport à une marche « normale ».

Neuf des enfants ont eu un score de profil de marche qui a diminué, ce qui marque un changement cliniquement pertinent car en moyenne il y a une augmentation de leur amplitude de mouvement supérieure à 1,6°.

Le feedback de la hanche est associé à une augmentation de la flexion dorsale de cheville lors de la dernière partie de la phase d'appui. L'amplitude de mouvement du bassin, du tronc, ainsi que la longueur du pas et le temps en phase d'oscillation ont également augmenté de manière significative ($p < 0,011$).

En ce qui concerne **l'extension de genou**, elle a significativement augmenté d'environ 7° en moyenne ($p = 0,002$). Quinze enfants ont une flexion de genou augmentée, dont neuf avec une amélioration cliniquement pertinente. On retrouve dans une grande partie du groupe une augmentation significative de l'extension de genou (d'un minimum de 8°, $p = 0,002$) lors de la fin de la phase d'appui. Cette extension semble s'améliorer mais pas de manière significative ($p = 0,107$).

À la suite de ces résultats, neuf enfants ont eu un changement clinique pertinent au niveau de l'extension de genou et/ou de la hanche avec le feedback visuel. Il a été remarqué de manière significative que les enfants ayant une marche plus imparfaite ont les plus grandes améliorations de leur marche ($p = 0,005$ pour score GPS et $p = 0,049$ pour le score MRP de sélectivité fonctionnelle).

- L'article de *Gagliardi et al. 2018* compare les données de l'examen clinique et de l'analyse de la marche des enfants porteurs de PC avant et après avoir effectué le protocole de rééducation. Il comporte six types d'exercices de la marche (le transfert de poids, la charge monopodale, la marche et l'endurance, l'équilibre dynamique, travail sur l'amplitude des mouvements de la marche sur les différentes articulations concernées, la coordination motrice).

En ce qui concerne **l'examen clinique**, les données ont été comparé à T0 (avant le protocole de rééducation et à T1 (après le protocole de rééducation). Une amélioration significative n'a été notable que sur les capacités à se tenir debout, à marcher, courir et sauter ($p = 0,041$ pour le GMFM-88, $p = 0,041$ pour le GMFM D et $p = 0,017$ pour le GMFM E).

Une hausse de l'endurance et aussi significativement remarquable sur le teste de marche de 6 minutes ($p = 0,026$).

Aucune modification significative n'a été notée sur la passation du questionnaire d'évaluation fonctionnelle.

La dépense d'énergie par minute et par mètre de marche a été calculée mais n'a montré aucun changement significatif.

En ce qui concerne les données **spatio-temporelles, cinétiques et cinématiques de la marche**, ont été relevées à T0 et à T1 puis comparées à des données d'adultes sains et d'enfants sains.

Il a été observé bilatéralement et de manière significative une augmentation de la longueur du pas ($p \leq 0,003$) ainsi que de la vitesse de marche ($p \leq 0,002$). Une baisse de la largeur et de la durée du pas est observable mais non significative.

Une augmentation de la puissance de la cheville a été notée de manière significative ($p = 0,004$), ainsi qu'une augmentation de l'amplitude de mouvement en flexion et extension de la cheville en bipodal ($p \leq 0,048$) et lors de la phase d'oscillation ($p \leq 0,008$).

Une réduction de la flexion de genou est significativement relevable lors du contact initial du pas ($p = 0,011$), ainsi qu'une augmentation de l'amplitude de mouvement en flexion/extension ($p \leq 0,023$). Une augmentation de l'amplitude de mouvement en abduction/adduction de hanche est notable de manière significative ($p = 0,023$).

Une hausse de l'amplitude de mouvement de l'inclinaison ($p \leq 0,041$), de l'obliquité ($p \leq 0,009$) du bassin sont statistiquement releposables.

L'ensemble de ces résultats tendent à montrer que les modifications des paramètres de marche obtenues avec ce protocole améliorent le schéma de marche des enfants porteurs de PC. Celui-ci se rapproche alors du schéma de marche d'un adulte et d'un enfant sain.

- L'article de *Biffi et al. 2017* compare les données de l'examen clinique et de l'analyse de la marche des enfants porteurs de PC, avant et après avoir effectué le protocole de rééducation. Il comporte six types d'exercices de la marche (le transfert de poids, la charge monopodale, la marche et l'endurance, l'équilibre dynamique, travail sur l'amplitude des mouvements de la marche sur les différentes articulations concernées, la coordination motrice).

En ce qui concerne **l'examen clinique**, les données ont été comparées à T0 (avant le protocole de rééducation et à T1 (après le protocole de rééducation). Une amélioration significative n'a été notable que sur les capacités à se tenir debout, à marcher, courir et sauter ($p = 0,008$ pour le GMFM-88, $p = 0,007$ pour le GMFM D et $p = 0,005$ pour le GMFM E).

Une hausse de l'endurance et aussi significativement remarquable sur le test de marche de 6 minutes ($p = 0,002$).

Un changement significatif a été noté sur la passation du questionnaire d'évaluation fonctionnelle ($p = 0,025$).

En ce qui concerne **les paramètres spatiotemporels**, la phase d'appui ($p = 0,011$), d'oscillation ($p = 0,015$), la vitesse de marche ($p = 0,038$), la longueur du pas ($p = 0,036$) et la largeur du pas ($p = 0,041$), se sont améliorées de manière significative que ce soit du côté sain ou pathologique uniquement, mais aussi de façon bilatérale.

En ce qui concerne **les paramètres cinématiques de la marche**, l'inclinaison du bassin n'a pas montré de changement significatif. L'amplitude de mouvement de la hanche en flexion/extension a augmenté du côté pathologique mais pas de façon significative. La rotation moyenne de la hanche lors de la phase d'appui a diminué du côté pathologique mais pas significativement. La flexion de genou lors du contact initial du pas a diminué de manière significative ($p = 0,028$). L'amplitude de mouvement du genou en flexion/extension a

légèrement augmenté mais ne signe pas de changement significatif. La flexion maximale de cheville lors de la phase d'appui et d'oscillation n'ont pas montré de changement significatif.

Les résultats obtenus tendent à montrer que ce protocole apporte des améliorations sur les différents paramètres de marche, ce qui permet aux enfants porteurs de PC d'avoir un schéma de marche rapproché de celui d'un enfant sain.

e. Les tests statistiques employés

Pour étudier les résultats des articles, la valeur « p » appelée probability value ou encore p-value a été étudiée. Ce p est employé pour vérifier si les résultats qu'obtient une étude sont significatifs. Le cas échéant la différence relevée entre les résultats de deux groupes n'est alors pas due au hasard.

La p-value est employée pour vérifier cette significativité en inter et intra groupe.

En inter-groupe, cela servirait à démontrer une meilleure efficacité ou non d'une technique ou d'un traitement, d'un groupe par rapport à un autre groupe distinct.

En intra-groupe, elle cherche à démontrer une différence sur les patients d'un même groupe avant et après avoir suivi le traitement ou le protocole (les paramètres de marche par exemple). Usuellement et dans nos articles sélectionnés, une différence est considérée significative lorsque $p < 0,05$.

- L'article de *Ma et al. 2019* a présenté ses résultats sous forme de moyenne et d'écart type. Le test de Shapiro-Wilk pour vérifier la normalité des données a été utilisé, ainsi qu'une analyse de variance ANOVA sur les paramètres spatiotemporels et cinématique de marche pour vérifier l'interaction entre le groupe et les conditions de marche. Une analyse de covariance ANCOVA sur les paramètres cinétiques et de la vitesse de marche a été effectuée.

Le logiciel SPSS pour l'analyse des données d'équilibre dynamique a été utilisé.

- L'article de *A.T. Booth et al. 2019* a utilisé le test de Shapiro-Wilk pour vérifier la normalité des données. L'ANOVA a été utilisé pour l'analyse de variance. Des tests post hoc ont été employés pour déterminer s'il y avait des changements significatifs entre les groupes. Pour comparer les données de base des paramètres de marche à ceux obtenus par feedback avec avatar seul, un t-test apparié a été utilisé.

Lorsque les résultats n'avaient pas de distribution normale, un test de Wilcoxon ou de Friedman (alternative non paramétrique de l'ANOVA) été employé.

Le logiciel SPSS a été utilisé pour toutes les analyses, avec p fixé à 0,005 et 0,001 à la suite des tests post hoc.

- L'article de *Van Gelder et al. 2017* a utilisé un ANOVA à une voie pour vérifier s'il y avait un ou des effets sur les paramètres de marche grâce au feedback visuel. Si un changement significatif était constaté, un test post hoc était effectué pour le feedback de la hanche et du genou. Le test était complété avec un ajustement de Bonferroni pour le feedback du genou. D'autres t-tests indépendants ont été utilisés pour comparer les moyennes des groupes.

Toutes les analyses des données ont été faites avec le logiciel SPSS.

- L'article de *Gagliardi et al. 2018* a présenté ses données par des médianes et écart-types. Le test de Shapiro-Wilk a été utilisé pour tester la normalité des données. Dans le but d'apprécier les données des mesures instrumentales des questionnaires et évaluations fonctionnelles effectués avant et après le protocole, un test de Wilcoxon non paramétrique apparié a été employé. Les différences des données de marche des enfants porteurs de paralysie cérébrale avec les données des adultes sains ont été comparées avec un test de Mann-Whitney. Enfin, une analyse de régression linéaire a été effectuée sur les évolutions du questionnaire et des évaluations fonctionnelles entre le début et la fin du protocole.

- L'article de *Biffi et al. 2017* a utilisé un test de Wilcoxon non paramétrique afin d'étudier les données de la marche et des échelles fonctionnelles avant et après le protocole. Ce test a été utilisé également pour analyser les données récoltées des cotés pathologique et non pathologique. Afin de comparer les données des groupes test et contrôle, le test de Mann-Whitney a été employé.

Articles	Population étudiée	Protocole	Durée du protocole	Méthodes d'évaluations et Paramètres étudiés	Résultats
Ma et al. 2019	N=20 Moyenne d'âge 8 ans 10 enfants PC* spastiques 10 enfants sains	1 séance d'évaluation : Observer la marche des enfants porteurs de PC et des enfants sains, sur plateforme à l'horizontale puis incliné de 10°.	Environ 30 minutes	Récoltes et analyses des données de marche sur plusieurs cycles de marche. Les paramètres étudiés sont : - les données spatiotemporelles - la dynamique et cinématique de marche - la cinétique de marche	Il a été observé que les enfants porteurs de PC lors de leur marche sur la plateforme ont des corrections similaires à celles des enfants sains.
A. T. Booth et al. 2019	N=25 Moyenne d'âge 10 ans 15 garçons PC 7 filles PC	1 séance d'évaluation : Observer l'adaptabilité de marche des enfants grâce à différents retours visuels (avatar, bar avec une cible...).	Environ 20-30 minutes	Récoltes et analyses des données de marche sur plusieurs cycles de marche. Les paramètres comparés sont : - les données spatiotemporelles - la cinématique de marche - la cinétique de marche	Il a été observé que le feedback immersif en temps réel peut produire des corrections importantes et immédiates sur un panel de paramètres de marche cliniquement importants. Un feedback par avatar a été plus

					apprécié et efficace sur ces enfants.
Van Gelder et al. 2017	N=27 Moyenne d'âge 10 ans 16 enfants PC* spastiques 11 enfants sains	1 séance d'évaluation : Observer et comparer l'adaptabilité de marche des enfants PC et sains, sans et avec le feedback visuel (sur la hanche et le genou).	Environ 20-30 minutes	Récoltes et analyses des données de marche sur plusieurs cycles de marche. Les paramètres comparés sont : - les données spatiotemporelles - la cinématique de marche	Il a été observé que le feedback visuel a permis un changement pertinent cliniquement au niveau de l'extension de genou et/ou de celle de la hanche. De plus, les enfants ayant une marche plus imparfaite répondent à de plus grandes améliorations de leur marche.
Gagliardi et al. 2018	N=16 Moyenne d'âge 11 ans 10 Garçons PC 6 filles PC	3 semaines de protocole, avec 4 séances de rééducation par semaine : Total de 18 séances sur la plateforme GRAIL.	Séances de 30 minutes	Récoltes et analyses des données de marche sur 6 types d'exercices : - Le transfert de poids, - La charge monopodale, - La marche et l'endurance,	Il a été observé que les modifications des paramètres de marche obtenues avec ce protocole améliorent le schéma de marche des enfants porteurs

				<ul style="list-style-type: none"> - L'équilibre dynamique, - Travail sur l'amplitude des mouvements de la marche sur les différentes articulations concernées, - La coordination motrice. 	de PC. Celui-ci se rapproche alors du schéma de marche d'un adulte et d'un enfant sain.
Biffi et al. 2017	N=12 (enfants PC) Moyenne d'âge 12 ans	4 semaines de protocole, avec 5 séances de rééducation par semaine : Total de 10 séances sur la plateforme GRAIL.	Séances de 30 minutes	<p>Récoltes et analyses des données de marche sur 6 types d'exercices :</p> <ul style="list-style-type: none"> - Le transfert de poids, - La charge monopodale, - La marche et l'endurance, - L'équilibre dynamique, - Travail sur l'amplitude des mouvements de la marche sur les différentes articulations concernées, - La coordination motrice. 	Il a été observé que ce protocole apporte des améliorations sur les différents paramètres de marche, permettant aux enfants porteurs de PC d'avoir un schéma de marche plus proche de celui d'un enfant sain.

*PC = Paralysés cérébraux

Tableau 9 : Récapitulatif des résultats

IV. Discussion

1. Analyse des résultats

A. Les différents critères de jugement

Les différents paramètres de la marche sont les critères principaux étudiés dans ces cinq articles. Ces divers éléments sont divisés en 3 groupes : les paramètres spatio-temporels, les paramètres cinématiques et les paramètres cinétiques. Tous ont été mesurés par le GRAIL puis comparés.

Pour l'article de *Ma et al. 2019*, les paramètres sont évalués avec une inclinaison du tapis de marche.

Pour les articles de *A. T. Booth et al. 2019* et *Van Gelder et al. 2017*, les paramètres sont évalués selon différents feedbacks en temps réel.

Pour les articles *Gagliardi et al. 2018* et *Biffi et al. 2017*, les paramètres sont évalués avant et à la suite d'un protocole de rééducation.

1) Les paramètres spatio-temporels de la marche

Ils sont définis par la vitesse et la cadence de marche, la largeur et la longueur du pas, la phase d'appui (bi/monopodale), la durée du pas ainsi que la durée et la longueur d'un cycle de marche (*Armand et al. 2015*).

Ces différents éléments ont été étudiés lors d'une analyse de la marche influencée par différents facteurs extrinsèques dans les articles de *Ma et al. 2019* et *A. T. Booth et al. 2019*. Divers changements significatifs sur plusieurs des éléments spatio-temporels sont observables en temps réel. Ce qui montre des améliorations contrastées entre chaque sujet mais significatives pour leur marche.

2) Les paramètres cinématiques de la marche

Ils sont définis par les amplitudes de mouvement du thorax, du pelvis, de la hanche, du genou et de la cheville, et ce dans les trois plans de l'espace (*Armand et al. 2015*).

Ces amplitudes ont été également étudiées lors d'une analyse de la marche influencée par différents facteurs extrinsèques dans les articles de *Ma et al. 2019*, *A. T. Booth et al. 2019* et *Van Gelder et al. 2017*. Dans ces 3 études, des changements significatifs sont observables sur différents éléments de ces paramètres en temps réel. Ce qui montre également des améliorations contrastées entre chaque sujet mais significatives pour leur marche.

3) Les paramètres cinétiques de la marche

Ils sont définis par le moment de force et la puissance des articulations de la hanche, du genou et de la cheville pour le contrer (*Armand et al. 2015*).

Ces différents éléments ont été étudiés dans les articles de *Ma et al. 2019*, *A. T. Booth et al. 2019*. Dans ces deux études, des changements significatifs sont observables sur ces paramètres en temps réel, ce qui montre également des améliorations contrastées entre chaque sujet mais significatives pour leur marche.

4) L'ensemble des paramètres de marche

L'ensemble de ces paramètres ont été regroupés et travaillés dans un but fonctionnel dans les articles de *Gagliardi et al. 2018* et *Biffi et al. 2017*.

Ces deux articles ont créé un protocole 6 exercices, permettant d'évaluer tous les paramètres de la marche. Ces différents travaux sont ; le transfert de poids, la charge monopodale, la marche et l'endurance, l'équilibre dynamique, le travail sur l'amplitude des mouvements de la marche sur les différentes articulations concernées et la coordination motrice. Ce permet d'employer fonctionnellement les paramètres de marche.

À la suite de ces protocoles diverses améliorations significatives sont notables dans les 3 catégories de ces paramètres.

B. Récapitulatif des résultats significatifs

	Ma et al. 2019	A. T. Booth et al. 2019	Van Gelder et al. 2017	Gagliardi et al. 2018	Biffi et al. 2017
Paramètres spatio-temporels	✓	✓		✓	✓
Paramètres cinématiques	✓	✓	✓	✓	✗
Paramètres cinétiques	✓	✓		✓	

✓ = au moins un des paramètres de cette catégorie est amélioré significativement (le détail est à retrouver dans les résultats).

✗ = pas de significativité dans les résultats

■ = pas étudié

Tableau 10 : Récapitulatif des résultats significatifs.

2. Interprétation des résultats

D'après les résultats que nous avons obtenus, il semblerait qu'introduire la réalité virtuelle dans la rééducation de la marche des enfants porteurs de PC soit pertinent.

Les cinq études incluses dans cette revue abordent des aspects différents. L'article de *Ma et al.* a montré que les enfants porteurs de PC adaptent les différents paramètres de leur marche sur tapis incliné du GRAIL de la même manière que les enfants sains. Ce qui pourrait indiquer qu'en travaillant les différents éléments de la marche nous pourrions tendre à une marche proche de celle d'un patient sain.

Les articles de *A. T. Booth et al.* et *Van Gelder et al.* ont utilisé différents feedbacks visuels immersif pour voir si cela avait un impact sur la marche des enfants PC en temps réel.

A. T. Booth et al. ont utilisé un feedback visuel créé par l'avatar seul, un feedback sur la longueur du pas induit par avatar, un feedback induit sur l'extension de genou, et un feedback sur la puissance de la cheville. Ce qui a permis de montrer des améliorations significatives sur divers paramètres de marche en fonction des feedbacks utilisés.

Van Gelder et al. ont employé des feedbacks visuels sur l'articulation de la hanche et du genou. Ce qui permet d'évaluer seulement une bonne partie des paramètres cinématiques de la marche. Cet article a tout de même montré des améliorations significatives sur ces éléments cinématiques.

Les études de *Gagliardi et al.* ainsi que *Biffi et al.* ont toutes deux le même type de protocole. La première étude a observé des améliorations significatives dans les trois domaines des paramètres de marche. Mais uniquement après la fin du protocole, ce qui ne permet pas de se projeter sur le long terme. On ne peut que supposer, au vu des résultats, que cela pourrait être intéressant sur du long terme.

La seconde étude a uniquement étudié les paramètres spatio-temporels et cinématiques de la marche, ce qui ne nous permet pas d'évaluer les effets sur le domaine cinétique de la marche. Des améliorations significatives sont notables seulement pour les paramètres spatio-temporels. En ce qui concerne les paramètres cinématiques, il y a tout de même des améliorations cliniquement pertinentes malgré qu'elles ne soient pas significatives. De plus, cette étude évalue aussi les effets du protocole directement après qu'il soit terminé. Comme pour le premier article, on ne peut que supposer au vu des résultats que cela pourrait être intéressant sur du long terme.

Ainsi, concernant ces cinq études, trois d'entre elles ont pu montrer des améliorations significatives dans les trois domaines des paramètres de marche.

Une autre n'a pas pu montrer d'améliorations significatives sur les paramètres cinématiques. Une dernière a observé des améliorations dans les domaines spatio-temporel et cinématique des paramètres de la marche. Mais seuls les résultats sur les paramètres spatio-temporels étaient significatifs malgré la pertinence clinique des améliorations concernant les paramètres cinématiques. Les paramètres cinétiques n'y ont pas été étudiés.

3. Les limites de cette revue systématique

Les différents articles de cette revue ont été sélectionnés en fonction de critères d'éligibilités, dans le but de construire un travail qualitatif. Ce qui a réduit le nombre de mes études à cinq. Le nombre réduit d'articles peut être un biais. Il faudrait, pour remédier et accentuer le niveau de preuve, élargir la sélection d'articles. Le fait que ces études n'aient pas toutes le même objectif pourrait constituer un biais dans l'interprétation général des différents résultats. Enfin, l'étude de *Ma et al. 2019* a utilisé le CAREN (Computer Assisted Rehabilitation ENvironment) pour son étude, un dispositif identique au GRAIL avec des options supplémentaires. Ainsi, les paramètres du protocole et les conditions d'analyse sont parfaitement transposables à ce qui peut être fait sur le GRAIL.

Les articles sélectionnés présentent certains biais constituant des limites à leurs études. Il me paraît important d'en avoir conscience, pour avoir un bon esprit critique sur l'interprétation des résultats.

- Le biais de méthode

Dans les articles de cette revue nous retrouvons quelques biais de méthode. Dans chaque article, le nombre de sujets est limité : de 12 dans l'étude de *Biffi et al. 2017* à 27 dans l'article de *Van Gelder et al. 2017*.

De plus, la différenciation garçon/fille n'est soit pas précisée avec *Biffi et al. 2017*, *Ma et al. 2019* ou *Van Gelder et al. 2017* soit inégalitaire comme dans les articles de *Gagliardi et al. 2018* et *A. T. Booth et al. 2019*.

Enfin, les patients dans ces études ne peuvent pas répartis en aveugle, ce qui ne préserve pas l'objectivité des examinateurs. Il en est de même pour les données recueillies et pour les comparaisons des résultats effectuées par les mêmes examinateurs.

- Le biais de mesure

Le logiciel du GRAIL, le HBM (Human Body Model), pourrait être considéré comme générateur de biais de mesure, mais il est considéré comme « *fiable et est équivalent à d'autres logiciels de mesure comme CAST ou PIG* » (*Flux et al. 2020*).

- Le biais d'attrition

Deux des études de cette revue sont concernées : l'article de *A. T. Booth et al. 2019* où trois patients n'ont pas été jusqu'à la fin des tests avec leur biofeedback respectif. Dans l'étude de *Gagliardi et al. 2018*, tous les patients ont complété le protocole de rééducation mais un des enfants n'a fait que 17 séances au lieu de 18. Cela pourrait influencer les résultats mais le nombre de patients n'ayant pas été au bout des protocoles est faible.

- Le biais d'intervention

Toutes les études de ce travail de recherche, recueillent et analysent des résultats en temps réel ou directement à l'achèvement de leur protocole de rééducation. Ce qui ne permet actuellement

pas de se projeter avec certitude sur un maintien des résultats à long terme. De plus nous pourrions nous demander si l'analyse sur tapis roulant, influencerait sur le schéma de marche par rapport à une analyse sur le sol. L'étude de (*van der Krogt, Sloot & Harlaar 2014*) a montré qu'il n'y avait pas de différences significatives, entre l'analyse sur le sol et sur tapis de marche.

4. Perspectives et liens avec la littérature

L'objectif de cette revue était de montrer si la réalité virtuelle a sa place dans la rééducation de la marche chez les enfants porteurs de paralysie cérébrale. Pour démontrer cela, nous avons essayé de vérifier l'hypothèse qu'« *une prise en charge incluant la réalité virtuelle facilite le recouvrement/ la correction d'un bon schéma moteur de la marche chez les enfants porteurs de paralysie cérébrale* ». Pour cela, un cheminement de recherche construit a été mis en place : l'article de *Ma et al. 2019* avait pour but de montrer que le GRAIL donne lieu à des adaptations du schéma de marche des enfants PC similaires à celles des enfants sains.

Les articles de *A. T. Booth et al. 2019* et *Van Gelder et al. 2017* avaient pour but de démontrer que des améliorations du schéma de marche des enfants PC sont observables face à différents biofeedback modélisés avec la VR.

Enfin, les études de *Gagliardi et al. 2018* et *Biffi et al. 2017* avaient comme objectif de montrer qu'une rééducation complétée par des séances sur le GRAIL améliorait le schéma de marche des enfants PC, le rapprochant ainsi du schéma de marche d'un enfant sain.

Aujourd'hui, de nombreux systèmes de réalité virtuelle permettent la mise en place de rééducation de la marche chez les enfants porteurs de PC.

La *MotionVR* de Virtualis, la VR de Kinequantum ou encore le VRpro de EasyGain en font partie, chaque système avec ses avantages et limitations.

Le GRAIL, qui a été notre dispositif illustratif de la VR tout au long de ce travail, a certaines particularités qui en font son innovation : son environnement virtuel à 180°, ses deux tapis de marche individualisables ainsi que sa plateforme de marche mobile.

Peu de littérature aujourd'hui compare un dispositif accompagné d'un système de VR à un autre. Un système combinant une plateforme de marche mettant le patient en conditions presque réelles avec un environnement virtuel à 180° est sûrement un avantage.

Tous les articles de cette revue montrent que le GRAIL permet des adaptations du schéma de marche chez les patients, le rendant presque similaire au schéma de marche d'un enfant sain. Le retour visuel proposé sous différentes formes agit sur le schéma de marche et permet de l'améliorer même si ce n'est pas en totalité. Enfin, malgré la vision en temps réel ou à court terme, des améliorations du schéma de marche chez nos patients sont notables lorsque l'utilisation du GRAIL fait partie intégrante d'un protocole de rééducation d'enfant PC. Ce qui en font des avancées prometteuses.

Il serait intéressant d'approfondir la recherche des études de *Gagliardi et al. 2018* et *Biffi et al. 2017* pour étudier les effets à long terme d'un protocole de rééducation de la marche intégrant l'utilisation du GRAIL sur ces enfants. Ce qui n'a pas encore été fait à ce jour.

V. Conclusion

À la suite de tout ce travail de recherche, nous pouvons en déduire que l'utilisation de la réalité virtuelle dans la rééducation de la marche des enfants porteurs de paralysie cérébrale est efficace en temps réel et à court terme.

La réalité virtuelle sur le GRAIL est un bon outil de rééducation. À la suite de ce travail de recherche, il est important de retenir que malgré son utilité la VR n'est qu'une aide accompagnatrice de la rééducation de ces enfants.

Le document des recommandations de la HAS « *Rééducation et réadaptation de la fonction motrice de l'appareil locomoteur des personnes diagnostiquées de paralysie cérébrale* » vient confirmer que la rééducation de la marche par réalité virtuelle est un complément de rééducation mais en aucun cas une rééducation suffisante à elle-même.

En ce qui concerne les grades de recommandation, la VR est de grade B, ce qui la classe au niveau de présomption scientifique.

Pour ce qui est de la priorisation des interventions en rééducation, elle est de niveau deux signifiant qu'elle est « *secondairement prioritaire* ».

Malgré ses forts avantages, il est primordial de tenir compte des inconvénients que pourrait avoir la VR en cas de pratique prolongée. En effet, la VR est utilisée sur des écrans qui, à ce jour, pourraient avoir de mauvais effets (pouvant être controversés) suite à leurs utilisations prolongées. (HCSP 2020).

Ainsi, comme nous l'avons démontré dans ce travail de recherche et comme vient le confirmer la HAS, la réalité virtuelle a donc entièrement sa place dans la rééducation de la marche des enfants porteurs de la paralysie cérébrale. De plus, son utilisation avec le GRAIL permet de faciliter le recouvrement d'un schéma de marche plus sain. Mais « *l'état des connaissances est insuffisant pour recommander une durée et l'intensité de la thérapie par réalité virtuelle à proposer aux enfants et adolescents diagnostiqués de paralysie cérébrale* ». (HAS 2021)

Des études approfondies sont alors nécessaires pour définir les paramètres de son utilisation et pour vérifier son efficacité sur du long terme.

Le GRAIL peut avoir d'autres perspectives que celles de l'analyse simple de la marche et de sa rééducation chez les enfants PC. Une étude de *Biffi et al. 2018* a cherché à étudier si les paramètres de marche chez les enfants atteints de TSA (Troubles du Spectre Autistique) avaient une particularité par rapport au schéma de marche d'enfants sains. C'est la première étude du genre : des résultats significatifs ont fourni une première preuve intéressante sur un schéma « anormal » d'adaptation suite à différentes perturbations lors de la marche. Le GRAIL, grâce à son système de VR et d'analyse 3D, pourrait-il avec des études plus approfondies devenir une aide au diagnostic de TSA ?

VI. Bibliographie

Articles:

Armand, S., Bonnefoy-Mazure, A., Hoffemeyer, P. & Coulon, G., 2015, 'Analyse quantifiée de la marche : mode d'emploi', *Rev med suisse*, 11, 1916-1920.

Balf, C.L. & Ingram, T.T.S., 1955, 'Problems in the Classification of Cerebral Palsy in Childhood', *BMJ*, 2(4932), 163–166.

Beckung, E. & Hagberg, G., 2002, 'Neuroimpairments, activity limitations, and participation restrictions in children with cerebral palsy', *Developmental Medicine & Child Neurology*, 44(05).

Biffi, E., Beretta, E., Cesareo, A., Maghini, C., Turconi, A.C., Reni, G. & Strazzer, S., 2017, 'An Immersive Virtual Reality Platform to Enhance Walking Ability of Children with Acquired Brain Injuries', *Methods of Information in Medicine*, 56(02), 119–126.

Biffi, E., Costantini, C., Ceccarelli, S.B., Cesareo, A., Marzocchi, G.M., Nobile, M., Molteni, M. & Crippa, A., 2018, 'Gait Pattern and Motor Performance During Discrete Gait Perturbation in Children With Autism Spectrum Disorders', *Frontiers in Psychology*, 9, 2530.

Booth, A.T., Buizer, A.I., Harlaar, J., Steenbrink, F. & Krogt, M.M. van der, 2019, 'Immediate Effects of Immersive Biofeedback on Gait in Children With Cerebral Palsy', *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 100(4), 598–605.

Brosseau, L., Laroche, C., Sutton, A., Guitard, P., King, J., Poitras, S., Casimiro, L., Tremblay, M., Cardinal, D., Cavallo, S., Laferrière, L., Grisé, I., Marshall, L., Smith, J.R., Lagacé, J., Pharand, D., Galipeau, R., Toupin-April, K., Loew, L., Demers, C., Sauvé-Schenk, K., Paquet, N., Savard, J., Tourigny, J. & Vaillancourt, V., 2015, 'Une version franco-canadienne de la *Physiotherapy Evidence Database (PEDro) Scale* : L'Échelle PEDro', *Physiotherapy Canada*, 67(3), 232–239.

Burdea, G. & Coiffet, P., 2003, *Virtual reality technology*, 2nd ed, J. Wiley-Interscience, Hoboken, N.J.

El, Ö., Baydar, M., Berk, H., Peker, Ö., Koşay, C. & Demiral, Y., 2012, 'Interobserver reliability of the Turkish version of the expanded and revised gross motor function classification system', *Disability and Rehabilitation*, 34(12), 1030–1033.

Eliasson, A.-C., Krumlinde-Sundholm, L., Rösblad, B., Beckung, E., Arner, M., Öhrvall, A.-M. & Rosenbaum, P., 2018, *Manual Ability Classification System*.

Elvrum, A.-K.G., Andersen, G.L., Himmelmann, K., Beckung, E., Öhrvall, A.-M., Lydersen, S. & Vik, T., 2016, 'Bimanual Fine Motor Function (BFMF) Classification in Children with Cerebral Palsy: Aspects of Construct and Content Validity', *Physical & Occupational Therapy In Pediatrics*, 36(1), 1–16.

Flux, E., Krogt, M.M. van der, Cappa, P., Petrarca, M., Desloovere, K. & Harlaar, J., 2020, 'The Human Body Model versus conventional gait models for kinematic gait analysis in children with cerebral palsy', *Human Movement Science*, 70, 102585.

Gagliardi, C., Turconi, A.C., Biffi, E., Maghini, C., Marelli, A., Cesareo, A., Diella, E. & Panzeri, D., 2018, 'Immersive Virtual Reality to Improve Walking Abilities in Cerebral Palsy: A Pilot Study', *Annals of Biomedical Engineering*, 46(9), 1376–1384.

Gedda, M., 2015, 'Traduction française des lignes directrices PRISMA pour l'écriture et la lecture des revues systématiques et des méta-analyses', *Kinésithérapie, la Revue*, 15(157), 39–44.

Gelder, L. van, Booth, A.T.C., Port, I. van de, Buizer, A.I., Harlaar, J. & Krogt, M.M. van der, 2017, 'Real-time feedback to improve gait in children with cerebral palsy', *Gait & Posture*, 52, 76–82.

Goldsmith, S., McIntyre, S., Badawi, N. & Hansen, M., 2018, 'Cerebral palsy after assisted reproductive technology: a cohort study', *Developmental Medicine & Child Neurology*, 60(1), 73–80.

Hagberg, G., Hagberg, B. & Olow, I., 1976, 'THE CHANGING PANORAMA OF CEREBRAL PALSY IN SWEDEN 1954—1970 III.: The Importance of Foetal Deprivation of Supply', *Acta Paediatrica*, 65(4), 403–408.

HAS, 'Rééducation et réadaptation de la fonction motrice de l'appareil locomoteur des personnes diagnostiquées de paralysie cérébrale – Aspects techniques'. 2021.

HAS, 'Rééducation et réadaptation de la fonction motrice de l'appareil locomoteur des personnes diagnostiquées de paralysie cérébrale.', 2021.

HCSP, 'Effets de l'exposition des enfants et des jeunes aux écrans', 2020.

Himpens, E., Van den Broeck, C., Oostra, A., Calders, P. & Vanhaesebrouck, P., 2008, 'Prevalence, type, distribution, and severity of cerebral palsy in relation to gestational age: a meta-analytic review', *Developmental Medicine & Child Neurology*, 50(5), 334–340.

Jacobs, S., Hunt, R., Tarnow-Mordi, W., Inder, T. & Davis, P., 2003, 'Cooling for newborns with hypoxic ischaemic encephalopathy', in The Cochrane Collaboration (ed.), *The Cochrane Database of Systematic Reviews (Protocol)*, p. CD003311, John Wiley & Sons, Ltd, Chichester, UK.

Krogt, M.M. van der, Sloot, L.H. & Harlaar, J., 2014, 'Overground versus self-paced treadmill walking in a virtual environment in children with cerebral palsy', *Gait & Posture*, 40(4), 587–593.

Ma, Y., Liang, Y., Kang, X., Shao, M., Siemelink, L. & Zhang, Y., 2019, 'Gait Characteristics of Children with Spastic Cerebral Palsy during Inclined Treadmill Walking under a Virtual Reality Environment', *Applied Bionics and Biomechanics*, 2019, 1–9.

Novak, I., 2014, 'Evidence-Based Diagnosis, Health Care, and Rehabilitation for Children With Cerebral Palsy', *Journal of Child Neurology*, 29(8), 1141–1156.

Novak, I., McIntyre, S., Morgan, C., Campbell, L., Dark, L., Morton, N., Stumbles, E., Wilson, S.-A. & Goldsmith, S., 2013, 'A systematic review of interventions for children with

cerebral palsy: state of the evidence', *Developmental Medicine & Child Neurology*, 55(10), 885–910.

Oskoui, M., Coutinho, F., Dykeman, J., Jetté, N. & Pringsheim, T., 2013, 'An update on the prevalence of cerebral palsy: a systematic review and meta-analysis', *Developmental Medicine & Child Neurology*, 55(6), 509–519.

Palisano, R., Rosenbaum, P., Walter, S., Russell, D., Wood, E. & Galuppi, B., 2008, 'Development and reliability of a system to classify gross motor function in children with cerebral palsy', *Developmental Medicine & Child Neurology*, 39(4), 214–223.

Platt, M.J., Cans, C., Johnson, A., Surman, G., Topp, M., Torrioli, M.G. & Krageloh-Mann, I., 2007, 'Trends in cerebral palsy among infants of very low birthweight (<1500 g) or born prematurely (<32 weeks) in 16 European centres: a database study', 369, 8.

Reddihough, D.S. & Collins, K.J., 2003, 'The epidemiology and causes of cerebral palsy', *Australian Journal of Physiotherapy*, 49(1), 7–12.

Ruff, C.A., Faulkner, S.D. & Fehlings, M.G., 2013, 'The potential for stem cell therapies to have an impact on cerebral palsy: opportunities and limitations', *Developmental Medicine & Child Neurology*, n/a-n/a.

Sadowska, M., Sarecka-Hujar, B. & Kopyta, I., 2020, 'Cerebral Palsy: Current Opinions on Definition, Epidemiology, Risk Factors, Classification and Treatment Options', *Neuropsychiatric Disease and Treatment*, Volume 16, 1505–1518.

Sellier, E., Platt, M.J., Andersen, G.L., Krägeloh-Mann, I., De La Cruz, J., Cans, C., & Surveillance of Cerebral Palsy Network, 2016, 'Decreasing prevalence in cerebral palsy: a multi-site European population-based study, 1980 to 2003', *Developmental Medicine & Child Neurology*, 58(1), 85–92.

Slater, M. & Wilbur, S., 1997, 'A Framework for Immersive Virtual Environments (FIVE): Speculations on the Role of Presence in Virtual Environments', *Presence: Teleoperators and Virtual Environments*, 6(6), 603–616.

Tieri, G., Morone, G., Paolucci, S. & Iosa, M., 2018, 'Virtual reality in cognitive and motor rehabilitation: facts, fiction and fallacies', *Expert Review of Medical Devices*, 15(2), 107–117.
Wimalasundera, N. & Stevenson, V.L., 2016a, 'Cerebral palsy', *Practical Neurology*, 16(3), 184–194.

Wimalasundera, N. & Stevenson, V.L., 2016b, 'Cerebral palsy', *Practical Neurology*, 16(3), 184–194.

Tieri et al. - 2018 - Virtual reality in cognitive and motor rehabilitat.pdf.

Sites internet :

ezyGain, VRpro : Une réalité virtuelle sophistiquée pour une rééducation plus immersive, <https://www.ezygain.com/product/vrpro>. (Consulté le 25/02/2023)

INFIRMITÉ MOTRICE CÉRÉBRALE / PARALYSIE CÉRÉBRALE,
<https://www.institutmc.org/infirmite-motrice-cerebrale-paralysie-cerebrale>.
(Consulté le 10/01/2022)

KineQuantum : Rééducation thérapeutique en réalité virtuelle, <https://www.kinequantum.com>.
(Consulté le 25/02/2023).

MEDIMEX, ANALYSE DU MOUVEMENT, LE GRAIL, <https://www.medimex.fr/grail.html>.
(Consulté le 15/01/2022)

MOTEK, Webinar: Is HBM ready to be used for (real-time) gait analysis in clinical practice?
<https://www.motekmedical.com/news/webinar-use-of-hbm-for-clinical-gait-analysis/>.
(Consulté le 25/02/2023)

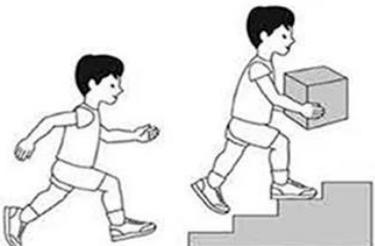
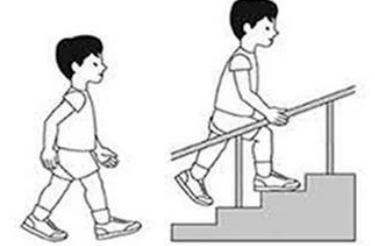
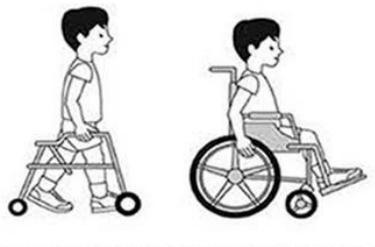
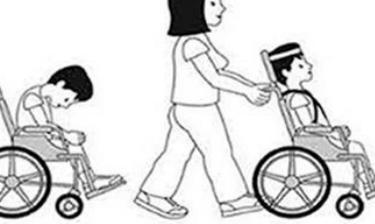
MOTEK, THE GRAIL, <https://www.motekmedical.com/solution/grail/#why-this-product>.
(Consulté le 15/01/2022)

PARALYSIE CÉRÉBRALE : DÉFINITION, PRÉVALENCE ET ÉTIOLOGIE,
<https://handiconnect.fr/fiches-conseils/paralysie-cerebrale-pc-definition-prevalence-et-etiology>. (Consulté le 10/01/2022)

VIRTUALIS, membres inférieurs, <https://virtualisvr.com/membres-inferieurs/>.
(Consulté le 25/02/2023)

VII. Annexes

Annexe 1 : Échelle GMFCS traduite

	<p>GMFCS Niveau I Les enfants marchent à la maison, à l'école, à l'extérieur et dans la collectivité. Ils peuvent monter un escalier sans utiliser la main courante. Ils peuvent exécuter des fonctions de motricité globale comme courir et sauter, mais leur vitesse, leur équilibre et leur coordination sont limités.</p>
	<p>GMFCS Niveau II Les enfants peuvent marcher dans la plupart des environnements et monter un escalier en tenant la main courante. Ils peuvent avoir de la difficulté à marcher sur de longues distances et à maintenir leur équilibre sur des terrains accidentés, des pentes, au milieu d'une foule ou dans un espace clos. Ils peuvent marcher avec une assistance physique, une aide à la mobilité portative ou une aide à la mobilité sur roues pour parcourir de longues distances. En ce qui a trait aux activités de motricité globale comme courir et sauter, ces enfants n'ont que des capacités minimales.</p>
	<p>GMFCS Niveau III Dans la plupart des environnements intérieurs, les enfants marchent en utilisant une aide à la mobilité portative. Ils peuvent monter un escalier en se tenant à la main courante, sous supervision ou avec de l'aide. Ces enfants utilisent des aides à la mobilité sur roues pour parcourir de grandes distances et sont parfois capables de propulser eux-mêmes leur fauteuil roulant sur de courtes distances.</p>
	<p>GMFCS Niveau IV Les enfants marchent à la maison, à l'école, à l'extérieur et dans la collectivité. Ils peuvent monter un escalier sans utiliser la main courante. Ils peuvent exécuter des fonctions de motricité globale comme courir et sauter, mais leur vitesse, leur équilibre et leur coordination sont limités.</p>
	<p>GMFCS Niveau V Les enfants utilisent des modes de déplacement qui requièrent une assistance physique ou une aide à la mobilité motorisée dans la plupart des situations. Ils peuvent marcher sur de courtes distances à la maison avec une assistance physique ou en utilisant une aide motorisée ou un déambulateur avec soutien corporel après y avoir été installés. À l'école, à l'extérieur et dans la collectivité, ces enfants sont déplacés en fauteuil roulant manuel ou se déplacent à l'aide d'un fauteuil motorisé.</p>

Descriptions du GMFCS Palisano et coll. (1997) *Dev Med Child Neurol*. 39: 214-23. CanChild. www.canchild.ca.

Illustrations, version 2 (C) Bill Reid, Kate Willoughby, Adrienne Harvey et Kerr Graham, The Royal Children's Hospital Melbourne ERC151050

Cette illustration est traduite de celle de Wimalasundera & Stevenson 2016.

Source de l'image : https://pdfprof.com/PDF_Doc_Telecharger_Gratuits.php?q=-17PDF4900-gmfcs+francais.

Annexe 2 : Échelles MACS¹ et BFMF² traduite

- I. Manipule les objets facilement et avec succès.** Au plus, a des limitations dans l'aisance à exécuter des tâches manuelles qui requièrent de la vitesse et de l'exactitude. Par contre, n'importe quelle limitation dans les habiletés manuelles ne restreint pas l'autonomie dans les activités quotidiennes.
- II. Manipule la plupart des objets mais avec une certaine diminution de la qualité et/ou vitesse de complétion.** Certaines activités peuvent être évitées ou complétées mais avec une certaine difficulté; des façons alternatives de performance peuvent être utilisées, mais les habiletés manuelles ne restreignent habituellement pas l'autonomie dans les activités quotidiennes.
- III. Manipule les objets avec difficulté; a besoin d'aide pour préparer et/ou modifier les activités.** La performance est lente et complétée avec un succès limité en ce qui concerne la qualité et la quantité. Les activités sont exécutées de façon autonome si elles ont été organisées préalablement ou adaptées.
- IV. Manipule une sélection limitée d'objets faciles à utiliser dans des situations adaptées.** Exécute des parties d'activités avec effort et un succès limité. Requiert un support continu et de l'assistance et/ou de l'équipement adapté, même pour une réalisation partielle de l'activité.
- V. Ne manipule pas les objets et a une habileté sévèrement limitée pour performer même des actions simples.** Requiert une assistante totale.

Distinction entre les Niveaux I et II

Les enfants dans le Niveau 1 peuvent avoir des limitations lors de la manipulation d'objets très petits, lourds ou des objets fragiles qui demandent un contrôle moteur fin détaillé, ou une coordination efficace entre les deux mains. Les limitations peuvent aussi être impliquées lors de situations nouvelles et non familières. Les enfants dans le Niveau II réussissent presque les mêmes activités que les enfants du Niveau I, mais la qualité de la performance est diminuée ou la performance est plus lente. Les différences fonctionnelles entre les mains peuvent limiter l'efficacité de la performance. Les enfants dans le Niveau II essaient fréquemment de simplifier la manipulation d'objets, par exemple en utilisant une surface pour le support plutôt que de manipuler les objets avec les deux mains.

Distinction entre les Niveaux II et III

Les enfants dans le Niveau II manipulent la plupart des objets, toutefois plus lentement ou avec une performance réduite en qualité. Les enfants du Niveau III ont régulièrement besoin d'aide pour préparer l'activité et/ou requièrent que des ajustements soient faits dans l'environnement vu que leur habilité à rejoindre ou à manipuler les objets est limitée. Ils ne peuvent pas compléter certaines activités et leur degré d'autonomie est relié au support du contexte environnemental.

Distinction entre les Niveaux III et IV

Les enfants du Niveau III peuvent exécuter des activités sélectionnées si la situation est pré-arrangée et si ils reçoivent de la supervision et beaucoup de temps. Les enfants du Niveau IV ont besoin d'aide continue pendant l'activité et peuvent au mieux participer de façon significative dans uniquement certaines parties de l'activité.

Distinction entre les Niveaux IV et V

Les enfants du Niveau IV exécutent une partie de l'activité, par contre, ils ont besoin d'aide continuellement. Les enfants du Niveau V peuvent au mieux participer avec un mouvement simple dans des situations spéciales, ex : en poussant un bouton ou occasionnellement en tenant des objets peu exigeants.

BMFM	Score
Une des deux mains est utilisée sans restriction ; l'autre présente une habileté souffrant d'aucune limitation ou on observe la présence de manque d'habileté dans l'exécution de mouvements fins et précis.	1
Une des deux mains est utilisée sans restriction ; l'autre ne peut exécuter de préhension ou de tenue d'objet ou bien les deux mains présentent un manque d'habileté dans l'exécution de mouvements fins et précis.	2
Une des deux mains est utilisée sans restriction ; l'autre main n'est pas fonctionnelle ou bien une main présente un manque d'habileté dans l'exécution de mouvements fins et précis et l'autre ne peut exécuter qu'une préhension grossière voir moins. L'enfant doit bénéficier d'une aide pour l'ensemble des tâches.	3
Les deux mains ne peuvent exécuter que des mouvements de préhensions grossiers ; ou bien une seule main peut exécuter une préhension et l'autre ne présente que la faculté de tenue d'un objet, voir moins. L'enfant doit bénéficier d'une assistance et/ou d'un équipement particulier et adapté à sa déficience.	4
Les deux mains ne permettent que la tenue d'un objet voir moins. L'enfant doit bénéficier d'une totale assistance, même en présence d'un équipement particulier et adapté à sa déficience.	5

Illustrations de Eliasson et al. 2018.¹ et de issue de Scale library² ; http://fr.scale-library.com/pdf/Bimanual_Fine_Motor_Function_Classification_BFMF.pdf.

Annexe 3 : Guidelines PRISMA

Tableau I. Traduction française originale de la liste de contrôle PRISMA 2009.

Section/sujet	N°	Critères de contrôle	Page N°
TITRE			
Titre	1	Identifier le rapport comme une revue systématique, une méta-analyse, ou les deux.	
RÉSUMÉ			
Résumé structuré	2	Fournir un résumé structuré incluant, si applicable : contexte ; objectifs ; sources des données ; critères d'éligibilité des études, populations, et interventions ; évaluation des études et méthodes de synthèse ; résultats ; limites ; conclusions et impacts des principaux résultats ; numéro d'enregistrement de la revue systématique.	
INTRODUCTION			
Contexte	3	Justifier la pertinence de la revue par rapport à l'état actuel des connaissances.	
Objectifs	4	Déclarer explicitement les questions traitées en se référant aux participants, interventions, comparaisons, résultats, et à la conception de l'étude (PICOS [®]).	
MÉTHODE			
Protocole et enregistrement	5	Indiquer si un protocole de revue de la littérature existe, s'il peut être consulté et où (par exemple, l'adresse web), et, le cas échéant, fournir des informations d'identification, y compris le numéro d'enregistrement.	
Critères d'éligibilité	6	Spécifier les caractéristiques de l'étude (par exemple, PICOS, durée de suivi) et les caractéristiques du rapport (par exemple, années considérées, langues, statuts de publication) utilisées comme critères d'éligibilité, et justifier ce choix.	
Sources d'information	7	Décrire toutes les sources d'information (par exemple : bases de données avec la période couverte, échange avec les auteurs pour identifier des études complémentaires) de recherche et la date de la dernière recherche.	
Recherche	8	Présenter la stratégie complète de recherche automatisée d'au moins une base de données, y compris les limites décidées, de sorte qu'elle puisse être reproduite.	
Sélection des études	9	Indiquer le processus de sélection des études (c.-à-d. : triage, éligibilité, inclusion dans la revue systématique, et, le cas échéant, inclusion dans la méta-analyse).	
Extraction des données	10	Décrire la méthode d'extraction de données contenues dans les rapports (par exemple : formulaires pré-établis, librement, en double lecture) et tous les processus d'obtention et de vérification des données auprès des investigateurs.	
Données	11	Lister et définir toutes les variables pour lesquelles des données ont été recherchées (par exemple : PICOS, sources de financement) et les suppositions et simplifications réalisées.	
Risque de biais inhérent à chacune des études	12	Décrire les méthodes utilisées pour évaluer le risque de biais de chaque étude (en spécifiant si celui-ci se situe au niveau de l'étude ou du résultat), et comment cette information est utilisée dans la synthèse des données.	
Quantification des résultats	13	Indiquer les principales métriques de quantification des résultats (par exemple : <i>risk ratio</i> , différence entre les moyennes).	
Synthèse des résultats	14	Décrire les méthodes de traitement des données et de combinaison des résultats des études, si effectué, y compris les tests d'hétérogénéité (par exemple : I^2) pour chaque méta-analyse.	
Risque de biais transversal aux études	15	Spécifier toute quantification du risque de biais pouvant altérer le niveau de preuve global (par exemple : biais de publication, rapport sélectif au sein des études).	
Analyses complémentaires	16	Décrire les méthodes des analyses complémentaires (par exemple : analyses de sensibilité ou en sous-groupes, méta-régression), si effectuées, en indiquant celles qui étaient prévues <i>a priori</i> .	

Illustration issue de « Traduction française des lignes directrices PRISMA pour l'écriture et la lecture des revues systématiques et des méta-analyses »; (Gedda 2015)

Annexe 4: Échelle PEDro

Échelle PEDro – Français

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

Illustration issue de « A French-Canadian version of the Physiotherapy Evidence Database (PEDro) Scale: L'Échelle PEDro ». (Brosseau et al. 2015)

Annexe 5 : Niveau de preuve et gradation des recommandations de bonne pratique

Niveau de preuve	Description
Fort	<ul style="list-style-type: none"> - le protocole est adapté pour répondre au mieux à la question posée ; - la réalisation est effectuée sans biais majeur ; - l'analyse statistique est adaptée aux objectifs ; - la puissance est suffisante.
Intermédiaire	<ul style="list-style-type: none"> - le protocole est adapté pour répondre au mieux à la question posée ; - puissance nettement insuffisante (effectif insuffisant ou puissance <i>a posteriori</i> insuffisante) ; - et/ou des anomalies mineures.
Faible	Autres types d'études.

Grade des recommandations	Niveau de preuve scientifique fourni par la littérature
A Preuve scientifique établie	Niveau 1 <ul style="list-style-type: none"> - essais comparatifs randomisés de forte puissance ; - méta-analyse d'essais comparatifs randomisés ; - analyse de décision fondée sur des études bien menées.
B Présomption scientifique	Niveau 2 <ul style="list-style-type: none"> - essais comparatifs randomisés de faible puissance ; - études comparatives non randomisées bien menées ; - études de cohortes.
C Faible niveau de preuve scientifique	Niveau 3 <ul style="list-style-type: none"> - études cas-témoins. Niveau 4 <ul style="list-style-type: none"> - études comparatives comportant des biais importants ; - études rétrospectives ; - séries de cas ; - études épidémiologiques descriptives (transversale, longitudinale).

Illustration issue de la HAS « Niveau de preuve et gradation des recommandations de bonne pratique. »

VIII. Résumé :

Introduction: La réalité virtuelle joue aujourd'hui un rôle dans la rééducation de la paralysie cérébrale. A-t-elle sa place dans la rééducation de la marche des enfants porteurs de paralysie cérébrale ? L'objectif ici est de montrer son intérêt dans la rééducation de la marche de ces enfants.

Matériels et méthodes: La population choisie est les enfants paralysés cérébraux de 0 à 20 ans. Différents MeshTerms ont guidé ma recherche ; « virtual reality; Gait rehabilitation; Children; Cerebral palsy; GRAIL, CAREN, hemiplegia », sur différentes bases de données comme PubMed, Pedro ou Cochrane. Les guidelines PRISMA ont servi à la construction de cette revue.

Résultats: Cinq études sur le GRAIL (un outil de réalité virtuelle) ont mis en évidence des améliorations significatives ($p < 0,01$ ou $p < 0,05$) des paramètres de marche spatio-temporels et/ou cinématiques et/ou cinétiques chez ces enfants lors de son emploi dans un protocole de rééducation, ou avec feedback visuel en temps réel.

Conclusion: La réalité virtuelle a donc un intérêt à être employée dans la rééducation de la marche des enfants porteurs de paralysie cérébrale. Elle permet d'aider au recouvrement d'une marche normale.

Mots clefs : Paralysie cérébrale, Rééducation de la marche, Enfants, Réalité Virtuelle, GRAIL, Hémiplégie.

Abstract:

Introduction: Virtual reality (VR) is currently being used in the rehabilitation of cerebral palsy, but what about its potential for improving gait in children with cerebral palsy? The aim of this study is to demonstrate the usefulness of VR in the gait rehabilitation of these children.

Materials and Methods: The study population consisted of children with cerebral palsy aged 0-20 years. Different MeshTerms were used to guide the search, including "virtual reality; Gait rehabilitation; Children; Cerebral palsy; GRAIL, CAREN, hemiplegia," on various databases such as PubMed, Pedro, and Cochrane. PRISMA guidelines were used to construct this review.

Results: Five studies on the GRAIL (a VR tool) have shown significant improvements ($p < 0.01$ or $p < 0.05$) in spatio-temporal and/or kinematic and/or kinetic gait parameters in these children when used in a rehabilitation protocol, or with real-time visual feedback.

Conclusion: Virtual reality has potential for use in the gait rehabilitation of children with cerebral palsy, aiding in the recovery of normal gait.

Keywords: Cerebral palsy, Walking rehabilitation, Children, Virtual reality, GRAIL, Hemiplegia.