



HAL
open science

Morphologie osseuse des membres inférieurs des individus paralysés cérébraux marchants et faculté locomotrice : une revue systématique de corrélation

Anne-Charlotte Haes

► **To cite this version:**

Anne-Charlotte Haes. Morphologie osseuse des membres inférieurs des individus paralysés cérébraux marchants et faculté locomotrice : une revue systématique de corrélation. Sciences du Vivant [q-bio]. 2019. dumas-02270650

HAL Id: dumas-02270650

<https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-02270650v1>

Submitted on 26 Aug 2019

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

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



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



INSTITUT DE FORMATION EN MASSO-KINÉSITHÉRAPIE

22, avenue Camille Desmoulins

29238 BREST CEDEX 3

**Morphologie osseuse des membres
inférieurs des individus paralysés
cérébraux marchants et faculté
locomotrice : une revue
systématique de corrélation.**

Haes Anne-Charlotte

En vue de l'obtention du Diplôme d'État de Masseur-kinésithérapeute

Promotion 2015 – 2019

Juin 2019

Remerciements

Je tiens à remercier mon directeur de mémoire, Rodolphe Bailly, pour son suivi et ses conseils avisés tout au long de l'élaboration de ce travail de recherche, ainsi que l'ensemble des membres de l'équipe de recherche motricité de l'enfant (LaTIM Inserm UMR 1101), dirigée par le Pr Sylvain Brochard, pour leur disponibilité et leur œil expert.

Je tiens également à remercier l'ensemble de l'équipe pédagogique de l'IFMK de Brest pour leur encadrement au cours de ces quatre années, et plus particulièrement Ronan Lestideau pour son investissement dans le suivi de mon cursus.

Enfin, je tiens à remercier ma famille et mes amis proches pour l'intérêt qu'ils ont porté, de près ou de loin, à mon travail ; et plus particulièrement Mathieu pour son soutien sans faille.

Haes

Anne-Charlotte

TITRE : Morphologie osseuse des membres inférieurs des individus paralysés cérébraux marchants et faculté locomotrice : une revue systématique de corrélation.

INTRODUCTION : The aim of this thesis is to determine the correlation between lower limb bone morphology and function, activity and participation in subjects with cerebral palsy (CP). **METHOD** : The PRISMA statement was followed for this systematic review. Three databases were explored (Pubmed, Scopus and Cochrane) before March 2019. **RESULTS** : Ten articles, corresponding to 773 subjects with CP, were included. **CONCLUSION** : Torsional bone deformities seem to partly influence function of subjects with CP. Other factors such as muscle imbalances also take a part. To increase the comprehension between bone morphology and function, activity and participation, other studies should be carried out.

INTRODUCTION : L'objectif de ce travail est de connaître le lien existant entre déformation osseuse et fonctions de l'appareil locomoteur et liées au mouvement, activité et participation de la personne avec paralysie cérébrale (PC). **MÉTHODE** : Revue systématique de la littérature qui suit les lignes directrices recommandées par la méthodologie PRISMA. 3 banques de données ont été explorées jusqu'à Mars 2019 (Pubmed, Scopus, Cochrane). **RÉSULTATS** : 10 articles, formant une population totale de 773 sujets ont été inclus. **CONCLUSION** : Les déformations osseuses en torsion semblent influencer en partie les capacités de déplacement des individus paralysés cérébraux marchants. D'autres facteurs tels que les déséquilibres musculaires entrent également en jeu. D'autres études seraient nécessaires pour mieux comprendre le lien existant entre forme osseuse et fonction, activité et participation chez les individus paralysés cérébraux marchants.

KEYWORDS : cerebral palsy, lower limb, bone morphology, femur, tibia, gait analysis, activity, participation, correlation

MOTS CLÉS : paralysie cérébrale, membres inférieurs, morphologie osseuse, fémur, tibia, analyse de la marche, activité, participation, corrélation.

INSTITUT DE FORMATION EN MASSO-KINÉSITHÉRAPIE – BREST-

22, avenue Camille Desmoulins CS 93837 – 29238 Brest Cedex

Mémoire d'Initiation à la Recherche en Masso-Kinésithérapie

Sommaire

Introduction	1
1 Concepts.....	3
1.1 La paralysie cérébrale.....	3
1.1.1 Définition	3
1.1.2 Les classifications.....	4
1.2 Les troubles neurologiques et musculaires dans la paralysie cérébrale	6
1.2.1 Les différents troubles neurologiques et musculaires.....	6
1.2.2 Le syndrome du motoneurone supérieur.....	8
1.3 Les conséquences des troubles neurologiques et musculaires au niveau des membres inférieurs	8
1.3.1 Au niveau musculaire : les rétractions musculo-tendineuses	9
1.3.2 Au niveau osseux : les déformations osseuses	9
1.3.3 Au niveau articulaire : les différentes déformations articulaires.....	13
1.3.4 Les moyens d'évaluation des déformations orthopédiques	14
1.4 La faculté locomotrice de l'enfant paralysé cérébral	16
1.4.1 Les fonctions de l'appareil locomoteur et liées aux mouvements	16
1.4.2 L'activité et la participation de l'enfant paralysé cérébral.....	19
2 Problématique	21
2.1 Cheminement vers la question de recherche.....	21
2.2 Question de recherche	21
2.3 Hypothèses de recherche.....	23
3 Méthodologie.....	24
3.1 Protocole.....	24
3.2 Sélection des études.....	24
3.2.1 Sélection des mots clés	24
3.2.2 Équations de recherche	26
3.2.3 Sélection des articles.....	27
3.3 Extraction des données.....	27
3.4 Évaluation de la qualité méthodologique et du risque de biais de chaque étude	28

3.5 Résultats	29
3.5.1 Quantification des résultats	29
3.5.2 Synthèse des résultats.....	30
4 Résultats	31
4.1 Études sélectionnées	31
4.1.1 Flow-chart	31
4.1.2 Caractéristiques des études sélectionnées.....	32
4.1.3 Risques de biais relatifs aux études.....	36
4.2 Résultats	37
4.2.1 Résultats de chaque étude.....	37
4.2.2 Synthèse des résultats.....	42
5 Analyse et Discussion	46
5.1 Les résultats principaux	46
5.1.1 Corrélations forme osseuse et fonctions de l'appareil locomoteur et liées au mouvement.....	47
5.1.2 Corrélations forme osseuse et activité et participation.....	52
5.2 Les limites de ce travail	53
5.3 Perspectives	53
Conclusion	55
Bibliographie	56
Annexes	63

Introduction

La paralysie cérébrale (PC) est le handicap moteur le plus fréquent chez l'enfant. Elle touche 17 millions de personnes dans le monde, dont 125 000 en France¹. La prévalence est comprise entre 2 et 3 naissances vivantes pour 1000 en Europe (1). Il n'existe actuellement aucun traitement qui permette de guérir la PC, mais de nombreux progrès sont faits dans la prévention et dans l'amélioration des lésions cérébrales (2). Cette pathologie se manifeste par des troubles du développement moteur de l'enfant qui ont de nombreuses conséquences, comme des déséquilibres musculaires, des limitations d'amplitudes articulaires et des déformations osseuses.

En se basant sur la Classification Internationale du Fonctionnement, du handicap et de la santé (CIF) (3), les personnes touchées par la PC présentent :

- Des **déficits de structures liées au mouvement** : ici on s'intéresse à la structure osseuse de la région pelvienne et des membres inférieurs.
- Des **déficits de fonctions de l'appareil locomoteur et liées au mouvement** : ici on s'intéresse aux fonctions des articulations et des os, des muscles et également aux fonctions liées au mouvement.
- Des **limitations d'activité** et des **restrictions de participation** : ici nous nous intéressons surtout à la mobilité et à ses conséquences au quotidien.

La PC se caractérise donc par une atteinte des structures neurologiques et musculaires (spasticité, dystonie, faiblesse, défaut de sélectivité motrice) qui vont à leur tour engendrer des déficits secondaires au niveau des structures articulaires et osseuses (limitation d'amplitude articulaire, déformation osseuse). L'ensemble de ces déficits de structure sera à l'origine de déficits de fonctions, notamment au niveau des fonctions de l'appareil locomoteur et liées au mouvement. Les personnes touchées par la PC se verront donc limitées dans leurs activités, notamment dans leur mobilité et présenteront des restrictions de participation pouvant être ressenties comme un réel handicap. L'objectif de ce mémoire est de connaître le lien qui existe entre les déformations osseuses des membres inférieurs des personnes paralysées cérébrales et leur faculté locomotrice, c'est-à-dire leur capacité de déplacement, tant en condition clinique (fonction) qu'en condition écologique (activité et participation), avec toutes les conséquences que cela implique pour la personne, et son entourage, au quotidien.

¹ <https://www.fondationparalysiecerebrale.org/la-paralysie-cerebrale>

Les principaux objectifs de la kinésithérapie dans la PC sont de développer au maximum les performances motrices de ces patients, dans le but d'améliorer leurs fonctions, mais aussi de prévenir l'apparition de troubles musculo-squelettiques secondaires, tels que les déformations osseuses (4)(5). Au cours d'un stage en pédiatrie, j'ai participé à la prise en charge d'un enfant paralysé cérébral marchant présentant une antéversion de col fémoral importante. L'image radiologique de cette déformation m'a interpellé et je me suis demandé quel impact cette déformation majeure pouvait avoir sur sa marche, et par conséquent sur son autonomie.

Les déformations osseuses sont une des conséquences largement décrites de l'atteinte neurologique initiale, mais aussi du déficit moteur et des troubles de la posture (2). Les déformations les plus souvent décrites sont des déformations en torsion : antéversion du col fémoral et torsion tibiale notamment. L'augmentation de l'angle cervico-diaphysaire, aussi appelée coxa valga fait également partie des déformations largement étudiées. Chez l'enfant sain, il est reconnu que certains défauts de marche sont le reflet de certaines déformations osseuses. Par exemple, après l'âge de 5 ans, une antéversion fémorale non diminuée spontanément est à l'origine d'une marche en rotation interne de hanche avec diminution de l'angle d'ouverture du pas (6)(7). Dans le domaine de la PC, il existe peu de données concernant le lien entre la forme osseuse et les fonctions de l'appareil locomoteur et liées au mouvement (par exemple, la capacité de déplacement en condition clinique), les activités (mobilité dans son environnement propre) et la participation (autonomie dans ses déplacements pour se rendre à l'école par exemple). Il semble pertinent de faire l'état des connaissances existant dans la littérature sur ces liens éventuels.

Nous cherchons donc à savoir :

Quel est l'état actuel des connaissances sur le lien qui existe entre la forme osseuse des membres inférieurs et la faculté locomotrice de la personne paralysée cérébrale marchante ?

Une connaissance approfondie de cette question permettrait de réfléchir au mieux aux propositions thérapeutiques faites à l'enfant pour préserver son capital osseux tout en permettant le développement optimal de ses compétences motrices. Elle serait aussi un point de départ pertinent pour évaluer l'influence des thérapies actuellement proposées sur ce développement osseux.

1 Concepts

1.1 La paralysie cérébrale

1.1.1 Définition

Selon *Rosenbaum et al. (8)*, la PC correspond à des « *troubles cliniques permanents du développement du mouvement et de la posture, responsables de limitations d'activité, causés par des atteintes non progressives survenant au cours du développement sur le cerveau du fœtus, du nouveau-né et plus rarement du nourrisson* ». En d'autres termes, il s'agit de troubles du développement moteur de l'enfant, liés à une lésion non évolutive, au niveau d'un cerveau en développement. Elle peut avoir lieu au cours de la grossesse, lors de la naissance et jusqu'aux deux ans de l'enfant. Une personne PC présente une lésion cérébrale fixe, mais ses capacités fonctionnelles et les troubles associés vont évoluer au cours du temps, limitant ainsi sa fonction et sa qualité de vie (9).

Les troubles associés sont très variables d'un individu à l'autre (10), et peuvent se présenter sous forme de troubles cognitifs, sensoriels, de la communication, ou encore de troubles musculo-squelettiques secondaires aux problèmes moteurs de l'enfant. Ils sont source de handicap puisqu'ils ont des répercussions sur l'activité et la participation sociale de ces enfants. En effet, 1 enfant PC sur 3 ne peut pas marcher, 1 sur 4 ne peut pas parler, ou encore 1 sur 2 présente une déficience intellectuelle (9).

La naissance prématurée représente le facteur de risque le plus important dans la PC. Plus l'enfant naît tôt, plus le risque qu'il développe une PC augmente. Par exemple, le risque devient 50 fois plus élevé pour un nourrisson né avant 28 semaines de gestation, comparé à un nourrisson né à terme (11).

En France, avant que le terme de PC ne fasse surface, on parlait d'Infirmité Motrice Cérébrale (IMC) ou d'Infirmité Motrice d'Origine Cérébrale (IMOC) selon que l'enfant présentait ou non un retard mental d'intensité légère à moyenne. On parlait également de la maladie de Little pour la forme diploégique spastique présentée par l'enfant prématuré. Le terme de PC aujourd'hui employé est donc un terme très général, puisqu'il regroupe toutes les formes d'atteinte, allant de l'hémiplégie légère au polyhandicap.

1.1.2 Les classifications

Les classifications sont utilisées à diverses fins (8) : la description de la forme présentée par le patient, le pronostic, la comparaison et enfin l'évaluation de la progression. Il existe plusieurs façons de classer la PC (8)(12) : selon la symptomatologie prédominante, selon la localisation des symptômes et sur le plan fonctionnel.

1.1.2.1 Selon la symptomatologie neurologique prédominante

La majorité des enfants PC présente plusieurs formes de déficits neurologiques et moteurs (8), concernant le tonus et les mouvements anormaux. Nous les verrons plus en détail dans la partie 1.2. Cette classification permet de cibler le déficit moteur le plus développé ; cependant, il est recommandé de signaler tous les autres déficits moteurs présents, afin d'assurer une prise en charge la plus complète possible (13).

Ainsi, dans la PC, il existe des formes spastiques, dyskinétiques et ataxiques (8).

Les formes spastiques sont caractérisées par une augmentation anormale du tonus musculaire qui vient perturber la posture et les mouvements du patient (1).

Les formes dyskinétiques correspondent à des mouvements involontaires et incontrôlés, répétitifs et parfois stéréotypés (1). Cette forme peut être soit dystonique, soit choréo-athétosique. La forme dystonique se caractérise par une hypokinésie (activité diminuée et mouvements rigides) et une hypertonie, alors que la forme choréo-athétosique se caractérise par une hyperkinésie et une hypotonie.

Les formes ataxiques correspondent à une incapacité à générer un mouvement volontaire, mais dont la cause n'est pas liée à une faiblesse musculaire ou une activité musculaire involontaire des articulations touchées (14).

1.1.2.2 Selon la localisation des symptômes

Au départ, cette classification se faisait selon le nombre de membre déficient. On parlait donc de forme quadriplégique, dans laquelle les quatre membres sont touchés ; de forme diplégique dans laquelle le déficit est localisé aux deux membres inférieurs ou de forme hémiplégique dans laquelle un hémicorps est déficitaire.

Cette classification a ensuite été controversée, du fait de la faible fiabilité inter-examineur (1)(12). En effet, il est parfois difficile de savoir dans quel groupe classer un patient car il n'existe pas de valeur quantitative qui permette de choisir telle ou telle

catégorie. Par exemple, un patient qui présente de légers déficits moteurs aux membres supérieurs peut être considéré comme quadriplégique ou diplégique, selon l'équipe qui le bilante. Il est désormais préconisé d'utiliser une classification plus simplifiée, et de parler d'atteinte uni ou bilatérale (2)(8).

1.1.2.3 Sur le plan fonctionnel

Rosenbaum et al. (8) préconisent de spécifier le degré d'atteinte fonctionnelle des différents membres touchés, en plus du type d'atteinte prédominante et de la latéralité.

Il existe différents outils pour mesurer de façon objective les capacités fonctionnelles du patient. Dans le cadre de ce travail, nous nous intéressons uniquement aux membres inférieurs, mais il existe des échelles spécifiques aux membres supérieurs que nous n'étudions pas dans le sujet.

La Gross Motor Function Classification System (GMFCS) est une classification clinique qui permet d'évaluer la fonction motrice globale, en précisant l'utilisation ou non d'aide technique, ainsi que les capacités à s'asseoir, tenir debout et marcher (15)(16).

Une GMFCS modifiée (GMFCS-Expanded and Revised ou GMFCS-ER) a été validée et est désormais largement utilisée (17). Elle concerne les enfants jusqu'à 18 ans, et reconnaît l'impact de l'environnement sur les capacités motrices globales. Elle évalue les capacités motrices de l'enfant sur ses performances habituelles et non sur ses meilleures capacités. Elle s'adapte à cinq catégories d'âge, avec une description des différentes aides techniques utilisées.

Elle est divisée en cinq groupes, permettant de classer la PC selon le degré de mobilité et d'autonomie à la marche :

- Le niveau I correspond à une marche entièrement autonome
- Le niveau II correspond à une marche avec limitations notamment sur une longue distance ou sur un terrain instable
- Le niveau III à une marche avec aide technique manuelle en intérieur et un fauteuil roulant manuel sur une longue distance
- Le niveau IV à un déplacement qui nécessite une assistance ou un fauteuil roulant électrique
- Le niveau V correspond à une dépendance totale nécessitant un fauteuil roulant poussé par un tiers.

La stabilité du niveau de GMFCS du patient dans le temps a été prouvée ; en effet, le niveau de GMFCS à l'âge de 12 ans est très prédictif du niveau de GMFCS présenté par ce même patient à l'âge adulte (18). De plus, des enfants de GMFCS I ou II à l'âge de 12 ans, donc autonomes à la marche, ont 88% de chances d'être toujours autonomes à la marche à l'âge adulte.

En résumé, la PC est pathologie d'origine neurologique, qui se manifeste par des troubles moteurs et qui présente de nombreux troubles associés. C'est un terme général qui regroupe des formes d'atteinte très variées. C'est pour cette raison qu'il est primordial de respecter les recommandations de classification. Ainsi, on définit la PC selon la présentation motrice et le type de déficit. On peut donc trouver des formes bilatérale spastique, unilatérale spastique, dyskinétique et ataxique. À cela, il est recommandé d'associer une description des qualités fonctionnelles des membres supérieurs et inférieurs (MACS, GMFCS) (8).

1.2 Les troubles neurologiques et musculaires dans la paralysie cérébrale

Même si l'origine de la PC est une atteinte du système nerveux central, les symptômes se manifesteront en périphérie, et plus particulièrement au niveau des muscles squelettiques (13). Ces signes sont très variables d'un individu à l'autre et dépendent de la zone du cerveau qui est touchée, ainsi que de l'étendue et du moment de survenue des lésions. On parlera de déficit primaire pour désigner ces troubles, car ce sont les premiers symptômes à apparaître et ils seront à l'origine d'autres troubles que nous verrons en détail dans la prochaine partie.

1.2.1 Les différents troubles neurologiques et musculaires

Parmi les troubles moteurs fréquents chez l'enfant PC, on trouve l'hypertonie. Le tonus correspond à la résistance du muscle à son étirement passif (13). Il est mesuré sur un membre totalement relâché. On parle d'hypertonie quand cette résistance devient anormale. La spasticité et la dystonie peuvent entraîner une hypertonie.

La **spasticité** est une résistance anormale du muscle à son étirement passif. Cette résistance augmente avec la vitesse du mouvement qui est imposé à l'articulation et varie selon l'amplitude articulaire. Elle est variable selon l'état d'éveil de

l'enfant, son activité ou sa posture. L'état émotionnel du patient peut augmenter la spasticité, comme la présence de douleur ou de stimulation sensorielle (13).

La **dystonie** correspond à des mouvements anormaux et répétitifs, qui peuvent être associés à des postures anormales. Ces troubles du mouvement sont causés par des contractions musculaires involontaires, qui sont soutenues ou intermittentes (13). La dystonie est majorée par le mouvement volontaire et est fluctuante dans le temps. Elle disparaît pendant le sommeil du patient. À noter que la dystonie entraîne une hypertonie seulement si elle provoque une activité musculaire alors que l'enfant est au repos, que son membre est maintenu contre la gravité, ou qu'une contraction musculaire involontaire est initiée avant même le début de la mobilisation passive (13). La dystonie peut donc entraîner une hypertonie, mais l'hypertonie n'est pas systématiquement présente en cas de dystonie.

Dystonie et spasticité peuvent être présentes sur un même membre, on parlera alors d'hypertonie mixte (13). Certaines données nous permettent de les différencier ; par exemple, la notion de vitesse dépendance nous fera penser à la spasticité, ou le fait que les signes disparaissent pendant le sommeil, nous orientera plutôt vers une dystonie (2). On peut aussi classer la dystonie dans les mouvements hyperkinétiques.

Le signe le plus important chez l'enfant PC est la **faiblesse musculaire**. En effet, les enfants paralysés cérébraux semblent présenter une structure musculaire altérée avec des muscles réduits (en longueur et en volume) et des fibres musculaires de plus petit diamètre (19) par rapport aux enfants sains. L'architecture musculaire étant le premier déterminant de la fonction musculaire (20), on comprend aisément que l'altération de cette structure puisse être à l'origine d'un déficit de force musculaire volontaire, ce qui pourrait, entre autre, expliquer la faiblesse musculaire présente chez les enfants paralysés cérébraux. Cette faiblesse musculaire peut être masquée par d'autres signes moteurs, tels que la spasticité ou la dystonie (13). L'anatomie et la physiologie des muscles des enfants paralysés cérébraux tend inexorablement vers une raideur et une rétraction irréversible dans le temps (2).

Enfin, parmi les déficits moteurs de la PC, on retrouve le **défaut de sélectivité motrice**. Cela veut dire que l'enfant présente des difficultés à contracter de manière volontaire un muscle ou un groupe de muscle dans un mouvement précis, du fait de la co-activation anormale des muscles synergiques (14). La conséquence est que l'enfant va développer une activité motrice exagérée (2). Par exemple, on peut avoir une activation des muscles fléchisseurs de hanche et de genou lors d'une flexion

dorsale de cheville (14). Ce déficit entraîne un coût énergétique important à chaque mouvement.

1.2.2 Le syndrome du motoneurone supérieur

La lésion cérébrale à l'origine de la PC va détériorer le premier motoneurone de la voie motrice volontaire ; on parle du motoneurone supérieur. Cela aura de nombreuses conséquences sur les motoneurons suivants (motoneurons inférieurs) et donc sur la présentation motrice de l'enfant (2)(21)(22).

Plusieurs cas de figure peuvent se présenter. Soit il y a un défaut d'inhibition des motoneurons inférieurs, et les symptômes seront qualifiés de positifs, car ils peuvent être aidant au quotidien. Ils concernent entre autre la spasticité et les co-contractions. Par exemple, une spasticité au niveau des triceps suraux peut aider aux transferts vers la position debout. Soit il y a diminution du nombre de synapses avec le motoneurone inférieur et les symptômes présentés seront qualifiés de négatifs. Ils concernent la faiblesse musculaire, le défaut de sélectivité motrice, les troubles de la coordination et les déficits sensoriels. Ils sont dits négatifs car ils sont responsables d'une gêne au quotidien.

C'est le mélange entre les effets positifs et les effets négatifs qui va donner la forme clinique présentée par l'enfant. Plus il va grandir et plus les effets de la lésion cérébrale vont s'étendre au niveau du système musculo-squelettique (23).

Ainsi, les troubles du développement moteur, caractéristiques de la PC, sont la conséquence de la cohabitation de plusieurs déficits au niveau du système musculo-squelettique, dont l'origine est une atteinte du système nerveux central que l'on ne sait pas soigner à l'heure actuelle. La PC est une pathologie aux manifestations multiples et complexes qu'il est nécessaire de comprendre pour bien la soigner.

1.3 Les conséquences des troubles neurologiques et musculaires au niveau des membres inférieurs

En l'absence de traitement, les troubles neurologiques et musculaires vont évoluer et se fixer dans le temps. Ces déficits primaires vont entraîner l'apparition de nouveaux déficits : on parle alors de déficits secondaires. Il s'agit de rétractions musculo-tendineuses et de déformations osseuses et articulaires.

1.3.1 Au niveau musculaire : les rétractions musculo-tendineuses

Des rétractions musculo-tendineuses secondaires font progressivement leur apparition (2). Au début, elles sont dites « dynamiques », car elles sont réductibles : le muscle retrouve sa longueur initiale sous anesthésie générale et elles répondent bien aux traitements non chirurgicaux comme les attelles ou les toxines. Puis elles vont se fixer avec le temps. Le traitement vise donc à prévenir la fixation de la rétraction, grâce aux attelles de nuit, entre autre.

Une fois la rétraction fixée, un traitement chirurgical d'allongement tendineux est envisagé. En effet, sans chirurgie, l'enfant aura de plus en plus de difficultés à explorer certains secteurs articulaires, qui deviendront progressivement inaccessibles de manière active. Cela viendra entraver son apprentissage moteur, et il va apprendre à se débrouiller sans ce secteur articulaire. On parle alors d'un **apprentissage de non utilisation**. Cela viendra renforcer le déficit fonctionnel (2), et de ce point de vue, il paraît donc nécessaire de stimuler le plus précocement possible la mobilité active de ces enfants. En tant que kinésithérapeute, nous avons donc notre rôle à jouer dans la prévention de l'apparition de ces déficits secondaires et le maintien, voire le développement du niveau d'activité de ces enfants par la stimulation de la mobilité active dans des exercices les plus fonctionnels possible.

1.3.2 Au niveau osseux : les déformations osseuses

1.3.2.1 Les propriétés mécaniques de l'os (24)

L'os est un tissu vivant et complexe qui s'adapte en permanence à son environnement en se formant et se résorbant par cycles, on parle de remodelage osseux. Ce remodelage a pour but de maintenir le rôle de soutien qu'a l'os au sein de l'appareil locomoteur, mais il vise aussi à aider le corps à s'adapter aux variations de contraintes mécaniques.

L'os est composé de plusieurs structures qui sont situées à différentes échelles et chacune de ces structures joue un rôle important dans le remodelage osseux.

L'os présente plusieurs propriétés mécaniques, expliquées par différents modèles.

Wolff (1892, anatomiste chirurgien allemand) a affirmé que l'os est une structure vivante qui s'adapte aux contraintes qui lui sont imposées. **Delpech** (1828) et **Arkinet Katz** (1956) ont défini des lois plus précises qui expliquent le comportement du tissu osseux soumis à différentes contraintes. De plus, le principe de **Heute-Volkman**

(1862), établi un lien entre remodelage osseux et niveau d'utilisation dépendant du niveau d'activité.

Cette adaptation aux contraintes se fait grâce à une organisation structurée et anisotrope, c'est-à-dire que les propriétés mécaniques de l'os ne sont pas identiques selon la direction de la contrainte qui lui est imposée. Par exemple, la résistance de l'os est meilleure pour des contraintes en compression que pour des contraintes en traction et elle est encore moins bonne pour des contraintes en cisaillement. L'os développe ainsi une structure qui lui permet de répondre aux contraintes qui lui sont imposées. Il présente des lignes de force, c'est-à-dire des directions dans lesquelles ses propriétés biomécaniques sont meilleures, ce qui lui permet de supporter un maximum de contraintes. Prenons l'exemple de l'extrémité supérieure du fémur : le col fémoral y subit des contraintes en cisaillement, c'est pour cela que les travées s'organisent selon un modèle ogival.

L'os présente des propriétés élastiques, jusqu'à une certaine limite. Le **module de Young** met en évidence cette propriété, car il correspond à la relation entre la déformation du matériau et la contrainte qui lui est imposée. Young décrit une zone de déformation élastique, dans laquelle l'os se déforme de façon réversible, c'est-à-dire qu'à l'arrêt de la contrainte, il reprend sa forme initiale. Une zone de déformation plastique où la déformation osseuse devient irréversible ; et un seuil de rupture à partir duquel l'os se rompt. Le comportement de l'os en zone de déformation plastique dépend des qualités intrinsèques du matériau.

Enfin, l'os présente des **propriétés viscoélastiques**, c'est-à-dire que sa déformation dépend du type de contrainte qui lui est imposée, ainsi que de la vitesse d'application de cette contrainte : plus la vitesse d'application augmente et plus l'os aura un comportement rigide, donc moins souple et plus exposé au risque de rupture.

Pour résumer, on peut dire que la structure osseuse est en perpétuel remodelage, dans le but de s'adapter aux contraintes mécaniques qui lui sont imposées. Ainsi, l'os s'adapte en modifiant son architecture et en se déformant, de façon réversible ou non, selon le type de contrainte, l'intensité et la vitesse avec laquelle elle est appliquée.

Plusieurs auteurs s'accordent sur le fait que la charge imposée à l'os influence le processus de croissance endochondrale et d'ossification (6)(25)(26). Ainsi, des troubles de la mise en charge peuvent être à l'origine d'une altération de la structure osseuse, comme des déformations par exemple. Or, dans la PC, les enfants sont exposés à un retard de l'acquisition de la marche et à des défauts de marche

d'étiologies variées, ce qui peut être une explication aux déformations osseuses fréquemment retrouvées.

1.3.2.2 Les différentes étiologies

Comme nous venons de l'aborder, les déformations osseuses sont des déficits de structure qui ont plusieurs étiologies et sont de différentes sortes. C'est la combinaison de plusieurs facteurs qui conduira à la déformation osseuse (14).

L'enfant avec PC a une acquisition de la marche souvent retardée, et une fois acquise souvent limitée. Ce répertoire moteur pauvre, caractérisé par un défaut de mise en charge, et une diminution du niveau d'activité sera à l'origine d'un manque de contraintes exercées sur l'os, or ces contraintes sont nécessaires au modelage osseux.

Parmi les causes responsables d'une altération des contraintes imposées à l'os, on retrouve bien sûr l'interaction entre les facteurs positifs et les facteurs négatifs du syndrome du motoneurone supérieur (2). En effet, la faiblesse de certains muscles, associée à l'hypertonie de leurs antagonistes conduira à des déséquilibres musculaires qui se fixent au fil du temps. Il semblerait cependant que les facteurs négatifs aient une influence plus importante sur les déformations osseuses que les facteurs positifs, sur le positionnement de la hanche notamment (2). Cette nouvelle perspective change beaucoup de choses dans la prise en charge des patients, avec une priorité qui n'est plus axée uniquement sur le traitement de la spasticité mais aussi sur la faiblesse musculaire et la coordination par exemple.

À cela, viennent s'ajouter les rétractions musculaires qui vont exercer des forces de tractions anormales et localisées sur un os en pleine croissance qui est incapable de se remodeler de façon physiologique (27). Commence alors un véritable cercle vicieux : le déséquilibre musculaire entraîne des déformations osseuses qui vont venir modifier les bras de levier de certains muscles, ce qui accentue les contraintes exercées sur l'os, et donc sa déformation. Cette nouvelle morphologie osseuse vient alors modifier la course musculaire, ce qui entrave alors l'efficacité musculaire (28).

L'ensemble des déficits déjà présents, ajouté au défaut de mise en charge, vont contribuer au manque de contraintes exercées au niveau de l'os, et le tout favorisera l'apparition des déformations osseuses (27). Il est donc primordial, en tant

que kinésithérapeute, de venir stimuler le niveau d'activité dans le but d'entretenir les capacités fonctionnelles et les contraintes appliquées à l'os, afin de limiter l'apparition de déficits secondaires.

1.3.2.3 Les différentes déformations osseuses

Les déformations osseuses des membres inférieurs les plus fréquemment retrouvées dans la PC sont des torsions au niveau du fémur et du tibia (2). Cependant, de nombreuses autres déformations peuvent survenir au cours de la croissance de l'enfant (29). Moins l'enfant est mobile et plus les déformations osseuses vont augmenter.

Au niveau fémoral, on retrouve un angle d'antéversion du col fémoral majoré par rapport à la moyenne. Cet angle correspond à l'angle situé entre l'axe du col du fémur et l'axe bicondylaire du même os (30). Les valeurs retrouvées dans la littérature pour les enfants de GMFCS inférieur à III sont comprises entre 24° et 43.7° (27)(31)(32)(33)(34), pour une norme comprise entre 15 et 20° (27). Chez les enfants non pathologiques, cet angle diminue avec l'âge, ce qui n'est pas le cas dans la PC (27). Parmi les raisons évoquées dans la littérature, on retrouve entre autre la spasticité des fléchisseurs de hanche ainsi que celle des adducteurs et ischio-jambiers médiaux (35)(36).

L'angle cervico-diaphysaire est également augmenté. Il correspond à l'angle situé entre l'axe du col du fémur et l'axe de la diaphyse du même os. Cet angle peut être augmenté dans la PC, on parle alors de coxa valga (27). La forme du fémur peut être à l'origine d'un défaut de congruence articulaire, pouvant causer des problèmes importants à la marche.

C'est la présence simultanée de ces deux déformations qui prédispose l'enfant à la subluxation de hanche (27).

Au niveau tibial, dans la majorité des cas, on retrouve une déformation en rotation externe qui augmente progressivement au cours de la croissance (29). Elle fait suite à des contraintes biomécaniques anormales à la marche et à un défaut de mise en charge (37)(38). Cette déformation est peu fréquente chez les enfants de GMFCS I ou II.

Le traitement actuel des déformations osseuses est le traitement chirurgical (chirurgie multi-site), au cours duquel le chirurgien corrige l'ensemble des rotations osseuses pathologiques et des rétractions musculaires fixées du membre inférieur.

Cette opération se déroule en un seul temps et nécessite ainsi un seul temps de rééducation (2)(39)(40)(41).

1.3.3 Au niveau articulaire : les différentes déformations articulaires (10)

Plus le patient présente de déficits moteurs importants, plus il aura des déformations osseuses importantes (29), et plus les limitations articulaires seront marquées. De plus, ces dernières sont étroitement liées aux capacités fonctionnelles et locomotrices de l'enfant. De ce point de vue, il paraît nécessaire de proposer une rééducation qui vient stimuler l'activité locomotrice de l'enfant PC afin de prévenir toute déformation orthopédique.

La déformation de l'articulation de la hanche varie avec le niveau d'indépendance fonctionnelle des enfants avec PC (GMFCS). La dysplasie de hanche touche un tiers des enfants atteints de PC et est la 2^{ème} déformation la plus courante dans cette pathologie, après l'équin (42). Elle est étroitement liée à la forme du fémur (27) et au niveau d'indépendance fonctionnelle (GMFCS) (42). En effet, cette atteinte concerne essentiellement les enfants non marchants (90%), car elle serait liée à un défaut de mise en charge sur les membres inférieurs. On considère que l'enfant est à risque de dysplasie quand le pourcentage de migration de la tête fémorale est supérieur à 30%, la norme étant fixée à 10%. Elle est la conséquence des déformations osseuses du fémur notamment (coxa valga) (29) .

Concernant les enfants de niveau GMFCS III, les déformations articulaires se situent surtout dans le plan sagittal. Le flessum de hanche est très fréquent et est lié à une faiblesse du muscle grand fessier face aux muscles psoas, grand adducteur et droit fémoral. Ce flessum de hanche va entraîner une antéversion du bassin (tilt antérieur) ainsi qu'une lordose lombaire exagérée.

Concernant les enfants de niveau GMFCS I et II, les déformations articulaires se situent dans le plan horizontal, avec entre autre une antéversion du col fémoral, responsable d'une rotation interne du MI.

Au niveau du genou, pour les enfants de GMFCS de niveau III, on retrouve de nouveau une déformation dans le plan sagittal, avec généralement un flessum, mais un recurvatum est parfois observé.

Le flessum est lié à la faiblesse du quadriceps face aux contraintes qui lui sont imposées : tant par les muscles fléchisseurs de genou que par la pesanteur. Ainsi, plus un enfant est verticalisé tard, plus il aura de difficultés à obtenir une extension complète de genou.

Le recurvatum est plus rare, mais tout aussi gênant pour la stabilité fonctionnelle. Il est généralement causé par un muscle soléaire rétracté, qui va entraîner le tibia vers l'arrière, et des muscles gastrocnémiens qui ne sont pas assez puissants pour contrer ce phénomène.

La patella de l'enfant PC subit également de nombreuses contraintes qui ne sont pas sans conséquences sur cet os. En effet, elle aura tendance à migrer vers le haut (on parle de patella alta) et le tendon patellaire aura tendance à s'allonger, du fait des contraintes reçues tant en proximal par le muscle droit fémoral rétracté, qu'en distal par l'extrême tonicité des muscles ischiojambiers. Ces importantes tractions situées de part et d'autre du tendon patellaire vont favoriser l'apparition d'ostéochondroses (Osgood-Schlatter sur le tibia et Sinding-Larsen-Johansson à la pointe de la patella), et peuvent aller jusqu'à une fracture de la patella. De plus, cette migration vers le haut de la patella sera responsable de l'apparition d'un angle mort lors de l'extension active du genou.

Pour les enfants de GMFCS de niveau I et II, les déformations se trouvent aussi dans le plan horizontal. Soit il n'y a pas de dérotation tibiale et l'enfant présente alors un pied plat valgus, soit il y a une torsion externe tibiale qui surmonte un pied varus le plus souvent. Cette association de torsions donnera l'illusion d'un genu valgum dans le plan frontal : on parlera alors de faux valgum.

Au niveau du pied, les déformations orthopédiques les plus fréquentes sont : l'équin pour l'arrière-pied, il correspond à un excès de flexion plantaire dans l'articulation talo-crurale. Si un enfant présente un pied équin, deux compensations sont possibles : soit il arrive à poser son pied à plat, mais c'est alors son genou qui part en recurvatum, soit il se déplace uniquement sur l'avant pied et s'équilibre alors en pliant les genoux.

Le médio-pied se retrouve soit en valgus, soit en varus. Le pied varus est en général associé à une torsion externe du squelette jambier. Il est difficile de savoir lequel est à l'origine de l'autre. Le pied valgus est quant à lui associé à une absence de dérotation du squelette jambier.

Enfin, les déformations de l'avant-pied sont les dernières à apparaître.

1.3.4 Les moyens d'évaluation des déformations orthopédiques

Il existe différents moyens d'évaluation des déformations osseuses et articulaires. Parmi les différents moyens disponibles, on retrouve : le scanner 2D ou 3D, l'échographie, l'IRM, la radiographie, et les mesures cliniques.

Les mesures cliniques ont l'avantage d'être faciles d'accès, peu coûteuses et de ne pas provoquer d'exposition aux radiations (43). Les mesures les plus fréquemment réalisées sont : le test de l'angle de proéminence trochantérienne (« trochanteric prominence angle test ») pour l'estimation de l'angle d'antéversion fémorale, et les rotations interne et externe de hanche, patient en décubitus ventral, pour l'estimation du profil rotationnel de la hanche. La reproductibilité de ces mesures peut être influencée par de nombreux paramètres tels que la spasticité, la position du fémur ou encore les déformations osseuses.

La radiographie dans le plan frontal permet de mesurer l'angle cervico-diaphysaire du fémur, hanches en rotation interne afin que l'angle mesuré se trouve dans le plan frontal. D'après *Chung et al., 2010* (43), la mesure clinique de l'angle d'antéversion fémorale par la mesure de l'angle de proéminence trochantérienne, couplée à la mesure radiographique de l'angle cervico-diaphysaire semble être une méthode clinique pertinente pour évaluer la déformation proximale du fémur chez les patients paralysés cérébraux. Cette méthode peut remplacer l'examen par scanner chez des patients paralysés cérébraux marchants, ne présentant pas d'instabilité de hanche.

Les mesures par imagerie axiale telles que scanner ou l'imagerie par Résonance Magnétique (IRM) sont plus précises et plus fiables (44). Le scanner 2D est souvent considéré comme référence dans les études (45)(46). Même si ce sont des outils de mesure fiables, ils présentent des inconvénients non négligeables. En effet, le scanner requiert une importante dose de rayonnements ionisants et oblige le patient à se tenir en position horizontale ; l'IRM nécessite quant à lui souvent une anesthésie générale afin d'avoir une image de bonne qualité (44).

D'autres outils plus récents existent et n'ont pas ces inconvénients, tels que l'échographie 3D (47) et le « système électro-optique » (système EOS®). C'est une méthode de radiologie à faible dose qui permet de mesurer l'architecture osseuse (48). L'examen se réalise en position debout ou assise, le patient est scanné simultanément des pieds à la tête dans les plans frontal et latéral. La reconstruction 3D de chaque élément du système ostéo-articulaire est aussi précise que celle obtenue par scanner classique (49)(50). C'est une technique rapide, valide et fiable (51). Plusieurs études ont démontré que l'évaluation par le système EOS® est similaire à celle par scanner (51)(52), sans en présenter les inconvénients.

Pour résumer, on peut affirmer que la personne paralysée cérébrale présente de multiples signes cliniques qui se compliquent au fil du temps. Le corps humain s'adapte en permanence à son environnement, et les personnes paralysées cérébrales voient leur corps exposé à de multiples contraintes auxquelles il faut répondre. Les rétractions musculaires, les déformations osseuses et articulaires sont des réponses à ces contraintes anormales qui peuvent être objectivées de plus en plus précisément avec l'évolution de la technologie.

1.4 La faculté locomotrice de l'enfant paralysé cérébral

L'ensemble des déficits primaires et secondaires présentés par l'enfant paralysé cérébral auront de nombreuses conséquences sur la faculté locomotrice de ce dernier. Par faculté locomotrice, on entend ici l'ensemble des déplacements que l'enfant est capable de faire en condition clinique (fonction), et ceux qu'il fait réellement dans son environnement propre (activité locomotrice, performance).

1.4.1 Les fonctions de l'appareil locomoteur et liées aux mouvements

Ces fonctions regroupent les fonctions des articulations et des os, des muscles et celles liées au mouvement. Les outils qui permettent d'évaluer l'ensemble de ces fonctions sont un examen clinique complet couplé à une Analyse Quantifiée de la Marche (AQM).

1.4.1.1 Les principaux défauts de marche de l'enfant paralysé cérébral (28)

Les défauts de marche présentés par l'enfant paralysé cérébral sont rarement isolés et sont la conséquence d'un ensemble de déficits. Ainsi, on retrouve une multitude de défauts de marche dans cette population, car celle-ci présente de nombreux déficits qui évoluent avec la croissance.

Les défauts de marche les plus fréquemment rencontrés sont : une marche avec les pieds en rotation interne et/ou équin, genou en fessum et/ou raide, hanche en fessum et/ou rotation interne et/ou adduction. Ces défauts sont retrouvés dans plus de 50% des enfants PC étudiés sur une population de 1005 enfants (53). Leur prévalence va varier avec la localisation des symptômes (uni ou bilatérale), le niveau de GMFCS, l'âge et les antécédents chirurgicaux. Ainsi, plus le niveau de GMFCS augmente, c'est-à-dire moins le patient est indépendant sur le plan fonctionnel, plus la prévalence et la sévérité des défauts de marche vont augmenter.

Il faut savoir que les défauts de marche se situent surtout en distal pour les patients de niveau GMFCS I. En effet, les défauts se situent essentiellement au niveau du pied (équin, en interne) et du genou (flessum, raideur). Plus le niveau de GMFCS augmente, et plus les signes se rapprochent en proximal. Les patients de niveau GMFCS II présenteront, en plus des signes précédents, un flessum de hanche. Quant à ceux de niveau GMFCS III ou IV, viendront s'ajouter un adductum de hanche et/ou un pied valgus.

Cela peut s'expliquer par la répartition des atteintes uni ou bilatérales dans les différents niveaux de GMFCS. 88% des enfants paralysés cérébraux hémiplésiques sont de niveau GMFCS I (54). Les formes bilatérales se retrouvent dans tous les niveaux de GMFCS, avec une majorité dans les niveaux III, IV et V. Plus la forme est étendue, plus le niveau d'autonomie risque de diminuer et plus les défauts de marche risquent d'être importants.

De façon générale, plus la marche est acquise tardivement, plus les troubles orthopédiques seront importants et le recours à une aide technique nécessaire (10). Il existe des classifications des différents types de marche de l'enfant paralysé cérébral selon la localisation des symptômes. Ces classifications sont basées sur les paramètres cinématiques de la marche observés dans le plan sagittal (28). Elles permettent certes de faciliter la communication entre les professionnels de santé, mais elles sont une simplification de la réalité. En effet, les troubles de la marche de l'enfant avec PC ne respectent pas toujours des critères bien définis, car ce sont un ensemble de déficits, de degrés variables et qui touchent les différents membres. Afin de mieux identifier l'origine des défauts de marche de l'enfant (déficit primaire ou compensation), et afin de leur apporter une prise en charge optimale, il est nécessaire d'associer les défauts de marche observés aux déficits cliniques mesurés. Pour la marche, l'outil actuellement le plus adéquat est l'Analyse Quantifiée de la Marche (AQM).

1.4.1.2 Analyse quantifiée de la marche

L'AQM est utilisée depuis de nombreuses années, afin d'étudier les caractéristiques de la marche. Au départ, cet outil était plutôt réservé à la recherche, mais il a pris progressivement une place plus large dans l'examen clinique et est désormais un support important dans la prise de décision thérapeutique (2). C'est un outil de mesure objectif, dont le but est de déterminer l'origine du problème lors de la marche de l'enfant, de comprendre ses déficits, d'évaluer l'efficacité d'un traitement ou d'en comprendre les effets. Il est reconnu que l'utilisation de l'AQM en pré-opératoire

modifie les décisions de traitement, ainsi que les traitements effectués (55)(56)(57). Cependant, il n'existe pas à l'heure actuelle de preuve justifiant que les résultats du traitement mis en place suite à l'AQM sont meilleurs (58). Cet outil n'en reste pas moins très utile pour évaluer de manière objective et quantitative la marche (59)(60).

L'AQM collecte de nombreuses informations dans quatre domaines : les paramètres spatiotemporels, la cinématique, la cinétique, et l'électromyographie (EMG).

Les paramètres spatio-temporels sont obtenus à partir de l'analyse du cycle de marche et correspondent à : la vitesse de marche, la longueur du pas, la largeur du pas, la cadence, au temps de la phase d'appui et au temps de la phase oscillante.

Les données cinématiques correspondent à l'analyse du mouvement du corps par la mesure des différents angles articulaires (tronc, bassin, hanche, genou, cheville). Ces données sont obtenues grâce à des capteurs cutanés dont la position est standardisée. Les mesures se font dans 3 plans : frontal (abduction-adduction), sagittal (flexion-extension) et horizontal (rotations interne et externe). Elles permettent le calcul de scores tels que : Gait Profile Score, Movement Analysis Profile (61) ou encore Gait Deviation Index (62). Ces scores permettent d'avoir une vision globale de la marche de la personne en une seule et unique mesure.

La cinétique correspond aux forces appliquées par le patient lors de son déplacement. Elles correspondent aux forces de réaction du sol, aux moments de force et à la puissance de chaque articulation.

L'électromyographie (EMG) : met en évidence la durée et l'intensité de l'activité musculaire par la mise en place d'électrodes de surface.

L'analyse vidéographique de la marche est réalisée à l'aide de plusieurs caméras situées dans les plans frontal et sagittal. Le patient réalise au moins un aller-retour sur une distance de 8 mètres minimum. Suite à cet examen, des courbes détaillent les différents paramètres étudiés dans les différents plans.

En parallèle, un examen clinique rigoureux des membres inférieurs est réalisé par le praticien afin de mesurer les amplitudes articulaires en passif, la force musculaire, la spasticité ou encore la sélectivité motrice (63). En effet, deux déficits différents peuvent entraîner les mêmes signes à l'AQM, et seul l'examen clinique permettra de les différencier (2). Par exemple, les effets d'un muscle rétracté ou hypertonique sont biomécaniquement les mêmes à la marche, l'AQM permettra de constater le défaut de marche sans en déterminer l'origine.

Ainsi, l'AQM constitue un très bon outil d'évaluation des fonctions de l'appareil locomoteur et liées au mouvement de l'enfant PC et permet de quantifier des déficits qui ne sont pas sans conséquences sur l'activité et la participation de ces enfants.

1.4.2 L'activité et la participation de l'enfant paralysé cérébral

1.4.2.1 L'activité de l'enfant paralysé cérébral : la mobilité

D'après la CIF (3), l'activité correspond à « *l'exécution d'une tâche ou le fait pour une personne de faire quelque chose* ». On parle de limitation d'activité quand une personne présente des difficultés à réaliser cette tâche.

Quand on étudie la fonction locomotrice d'un individu, on évalue la façon dont il marche, dont il se déplace. Cette évaluation se fait en milieu standardisé afin d'être le plus reproductible possible. Elle correspond à ce que l'individu peut faire : on parle alors de capacité (64).

Quand on étudie la mobilité d'un individu, on l'évalue dans son propre milieu, et dans la vie de tous les jours. L'analyse de l'activité est beaucoup moins analytique que l'analyse de la fonction. On cherche à évaluer l'impact des déficits de l'enfant (de fonction ou de structure) sur son quotidien. L'activité correspond donc à ce que l'individu peut faire dans la vie de tous les jours, terme traduit en anglais par « *capability* » (64) et à ce qu'il fait vraiment, on parle alors de « *performance* » (64). On parle de mobilité pour désigner l'ensemble des mouvements et des déplacements que l'enfant fait réellement dans son environnement et dans la vie de tous les jours.

La mobilité fait partie intégrante des Actes de la Vie Quotidienne (AVQ). En effet, les AVQ d'un enfant en situation de handicap peuvent être regroupés en trois domaines : la mobilité, les soins personnels et les fonction sociales et cognitives (65).

Plus l'enfant est autonome dans ses déplacements, plus il a de chance d'être indépendant dans ses AVQ (66) ; en effet, le niveau de GMFCS est fortement corrélé à la mobilité (67). Parmi les déficits moteurs présents dans la PC, c'est le défaut de sélectivité motrice qui semble influencer le plus la Fonction Motrice Globale, qui elle même favorise l'activité (68). Encore une fois, il semble primordial pour le kinésithérapeute de stimuler la mobilité du patient et donc son activité pour entretenir son indépendance fonctionnelle.

1.4.2.2 La participation de l'enfant paralysé cérébral : les conséquences au quotidien

1.4.2.2.1 Participation et qualité de vie

D'après la CIF (3), la participation correspond à « *l'implication dans une situation de la vie réelle* ». On parle de restriction de participation pour désigner les « *problèmes qu'une personne peut rencontrer pour s'impliquer dans une situation de la vie réelle* ».

Selon l'OMS, la qualité de vie correspond à « *la perception qu'a un individu de sa place dans l'existence, dans le contexte de la culture et du système de valeurs dans lesquels il vit en relation avec ses objectifs, ses attentes, ses normes et ses inquiétudes* ».

Ce qui différencie la participation et la qualité de vie est la notion de subjectivité associée à cette dernière. En effet, comme la définition l'indique, elle correspond à une perception. Son évaluation est le plus souvent auto-rapportée, alors que l'évaluation de la participation est externe le plus souvent (2).

1.4.2.2.2 La participation et la qualité de vie des enfants paralysés cérébraux

La qualité de vie des enfants et des adolescents avec PC est globalement similaire à celle de leurs pairs dans la population générale (69)(70), sauf dans la partie soutien social (70).

Cependant, leur participation dans les AVQ reste réduite par rapport aux enfants du même âge. Plus ils présentent de déficits et d'incapacité, plus leur participation se voit dégradée (71)(72).

Il paraît donc important de proposer une rééducation qui stimule l'activité afin de favoriser la participation des enfants PC.

Ainsi, une altération de la capacité de déplacement d'un individu aura de lourdes conséquences sur sa vie quotidienne telles que la réalisation des AVQ en complète autonomie ou encore une participation sociale épanouie.

2 Problématique

2.1 Cheminement vers la question de recherche

La lésion cérébrale à l'origine de la PC a de multiples répercussions dans les différents domaines de la CIF. L'enfant avec PC présente un ensemble de déficiences, de structures et de fonctions, ayant pour conséquences des limitations d'activité et des restrictions de participation.

L'atteinte neurologique initiale entraîne un trouble de la fonction motrice et de la posture, auquel peuvent s'associer une faiblesse musculaire, un trouble du tonus et/ou de la spasticité ainsi que d'autres troubles divers (cognitif, sensitif, etc.). Les modifications des contraintes localisées, engendrées par l'association de ces troubles, peuvent être à l'origine de déformations osseuses. Ces déformations osseuses peuvent à leur tour avoir un impact sur la structure articulaire en entraînant des désaxations et des limitations d'amplitude. Le cercle vicieux peut se poursuivre avec l'apparition de nouvelles perturbations du mouvement (posture, équilibre, types de démarche, etc.). Ces déficits vont entraver la capacité de déplacement de la personne, en augmentant par exemple le coût énergétique de la marche.

Cette augmentation du coût énergétique peut être à l'origine de limitations d'activité par l'apparition de difficultés à se déplacer seul ou à être autonome dans les activités de la vie quotidienne.

Enfin, ces incapacités peuvent être à l'origine de difficultés à tisser du lien social, à suivre une scolarité normale ou à pratiquer les loisirs souhaités. Ces restrictions de participation seront souvent vécues par le patient et son entourage comme un réel handicap.

Il paraît intéressant de recenser précisément les conséquences décrites dans la littérature des déformations osseuses sur les fonctions de l'appareil locomoteur et liées au mouvement de la personne avec PC, ainsi que sur les capacités de déplacement au quotidien et sur la participation sociale.

2.2 Question de recherche

Pour répondre à la question de recherche, nous allons définir la population étudiée, la méthodologie employée et les critères de jugement sélectionnés.

La population étudiée concerne les personnes paralysées cérébrales marchantes (GMFCS I, II et III). Ces personnes, ne devront pas présenter d'antécédents chirurgicaux aux membres inférieurs, ni d'injection de toxine botulique dans les six derniers mois. En effet, si c'est le cas, cela viendrait biaiser les résultats car nous nous intéressons à la structure « originale » de l'individu.

La méthodologie choisie consiste en une revue systématique de corrélation. Les paramètres étudiés sont : la forme des os des membres inférieurs de la population choisie et leur faculté locomotrice (64).

Le terme « faculté locomotrice » regroupe ici les fonctions de l'appareil locomoteur et liées aux mouvements, l'activité et la participation. Il regroupe donc à la fois ce que la personne peut faire en condition clinique, dans un environnement standardisé et sécurisé ; c'est la fonction. Mais également ce que l'individu est capable de faire dans son environnement propre, ce qu'il y fait vraiment ; c'est l'activité. Et ce que cela implique pour lui au quotidien en terme de lien social, de suivi de scolarité ou de pratique de loisir ; c'est la participation. En d'autres termes, il ne s'agit pas d'une simple étude de la marche, mais de tout ce que l'individu est capable de faire dans le but de se déplacer ; ce qui implique la posture, l'équilibre, la capacité à tenir debout, la marche, mais aussi la course et le saut.

Nous émettons l'hypothèse, a priori, que les déformations osseuses des membres inférieurs impactent de façon importante les fonctions de marche, les activités de déplacement et la participation sociale des individus paralysés cérébraux marchants.

Les critères de jugement retenus pour l'évaluation de l'ensemble des critères sont des outils fiables et reproductibles.

Pour l'évaluation de la forme de l'os, des mesures objectives par imagerie, telles que les mesures par radio, IRM ou scanner seront retenues, ainsi que les mesures cliniques.

Pour l'évaluation de la fonction locomotrice, l'Analyse Quantifiée de la Marche (AQM), couplée à un examen clinique complet semble être l'outil le plus adapté et le plus objectif.

Pour l'évaluation de la mobilité, les outils tels que l'échelle PEDI sont retenus.

Pour l'évaluation de la participation sociale, les outils tels que PEDI, LIFE-H sont retenus.

La problématique retenue pour ce travail de recherche est donc la suivante :

Quel est l'état actuel des connaissances sur le lien qui existe entre la morphologie osseuse des membres inférieurs et la faculté locomotrice de la personne paralysée cérébrale marchante ?

2.3 Hypothèses de recherche

L'objectif de ce travail de recherche est de connaître le lien qui existe entre la morphologie osseuse des membres inférieurs des individus paralysés cérébraux marchants et leur faculté locomotrice.

Nous formulons les hypothèses de recherche suivantes :

- Il existe un lien de corrélation entre la forme des os des membres inférieurs des individus PC marchants et les fonctions de l'appareil locomoteur et liées au mouvement.
- Il existe un lien de corrélation entre la forme des os des membres inférieurs des individus PC marchants et leur niveau d'activité, en lien avec la mobilité.
- Il existe un lien de corrélation entre la forme des os des membres inférieurs des individus PC marchants et leur niveau de participation.

3 Méthodologie

3.1 Protocole

Cette revue systématique de la littérature suit les lignes directrices recommandées par la méthodologie PRISMA (Preferred Reporting Items for Systematic Reviews and Meta-Analyses) (73), afin de limiter les biais et de s'assurer que les résultats trouvés sont reproductibles.

3.2 Sélection des études

3.2.1 Sélection des mots clés

Afin d'établir l'équation de recherche, la problématique a été divisée en sous-catégories :

- ❖ Paralysie cérébrale
- ❖ Forme des os des membres inférieurs
- ❖ Fonctions de l'appareil locomoteur et liées aux mouvements
- ❖ Activité
- ❖ Participation
- ❖ Type d'étude.

Les mots clés correspondant à chaque catégorie ont été rassemblés sous forme de tableau (*Annexe I*). Ainsi, dans la sous-catégorie « Paralysie cérébrale », les mots clés sélectionnés sont les suivants : ("cerebral pals*" OR "cerebral palsy"[MeSH Terms]).

Pour chaque sous-catégorie, une sélection précise et exhaustive des mots clés a été effectuée en équipe. Par exemple, concernant l'antéversion du col fémoral, il existe de nombreuses traductions possibles en anglais pour cette déformation : « femoral neck anteversion », « femoral antetorsion », « medial femoral torsion », ou encore « internal femoral torsion » (27). Après sélection et ajustement, les mots clés sélectionnés pour cette déformation ont donc été : (torsion* OR anteversion OR femor* OR "Bone Anteversion"[Mesh] OR "Femur"[Mesh] OR "Femur Neck"[Mesh] OR "Femur Head"[Mesh] OR "Torsion Abnormality"[Mesh]).

Il a aussi fallu définir clairement la limite qui était parfois floue entre fonction et activité.

Dans la sous-catégorie « fonction », on regroupe l'ensemble des mots clés qui étudient les fonctions de l'appareil locomoteur et liées au mouvement telles que décrites dans la CIF, c'est-à-dire la façon dont l'enfant bouge. Les mots clés retenus sont donc : (gait OR walk* OR ambulat* OR stand* OR run* OR jump* OR « motor capacity » OR « motor capability » OR « range of motion » OR « ROM » OR strength OR spasticity OR « motor control » OR « selective motor control » OR « postural control » OR speed OR balance). Après plusieurs essais, il a été décidé de supprimer le mot clé « fonction* » des mots sélectionnés car il n'était pas assez spécifique aux fonctions de l'appareil locomoteur et liées au mouvement et amenait un nombre de résultats beaucoup trop élevé.

Dans la sous-catégorie « activité », on regroupe les mots clés associés à la mobilité de l'enfant dans son environnement propre et dans la vie quotidienne. Les mots clés retenus sont donc : (activit* OR « daily life » OR « functional disabilit* » OR mobility OR performance OR « walk* test* » OR "Activities of Daily Living"[Mesh] OR "Walk Test"[Mesh]).

Avant d'arriver à cette sélection de mots clés, certains sujets ont prêté à débat. La GMFCS en a fait partie. En effet, d'un côté il y avait l'argument selon lequel cette échelle évalue ce que l'enfant fait réellement dans son environnement propre (17), donc cet argument était plutôt en faveur de la placer dans la catégorie des mots clés « activité ». Mais de l'autre côté, il y avait l'argument selon lequel c'est un outil utilisé comme classification. Il regroupe dans une même catégorie des niveaux d'activité qui peuvent être différents. Par exemple, un enfant de niveau GMFCS III peut aussi bien se déplacer en déambulateur qu'en fauteuil roulant manuel, ce qui ne représente pas le même niveau d'activité. La GMFCS n'est donc pas un outil de mesure précis de l'activité comme peut l'être le PEDI (74) par exemple. Après de nombreuses discussions, le choix final s'est donc porté sur le deuxième argument, le terme « GMFCS » ne fait donc pas partie des mots clés.

Dans la sous-catégorie « participation », on regroupe les mots clés associés à tout ce qui se rapporte à la scolarité, à la pratique de loisirs et au lien social. Les mots clés retenus sont donc : (participation OR leisure* OR game* OR integration OR inclusion OR insertion OR "Social Participation"[Mesh] OR "Leisure Activities"[Mesh]).

Une sous-catégorie relative au type d'étude a été ajoutée, afin d'être plus spécifique sur la méthodologie recherchée. En effet, sans ces mots clés, le nombre d'occurrences était beaucoup trop élevé et souvent éloigné du sujet recherché. Les

mots clés sélectionnés sont donc : (correlation* OR association* OR predict* OR regression* OR relationship* OR « multivariable analysis »).

3.2.2 Équations de recherche

Une fois les mots clés sélectionnés, nous avons pu établir notre équation de recherche qui correspond à la suivante :

(« Paralyse cérébrale » AND « forme de l'os » AND (fonction OR activité OR participation) AND « type d'étude »).

L'équation a été établie dans trois moteurs de recherche différents : Pubmed, Scopus et Cochrane. En *Annexe II*, le tableau qui détaille les résultats des équations établies dans chaque moteur de recherche.

Voici l'équation traduite dans Pubmed :

```
(((((("Cerebral Pals*"[Text Word]) OR "cerebral palsy"[MeSH Terms])) AND (((Bone*[Text Word] OR deform*[Text Word] OR morpholog* [Text Word] OR shape*[Text Word] OR femur[Text Word] OR femor*[Text Word] OR tibia*[Text Word] OR foot[Text Word] OR torsion*[Text Word] OR rotation*[Text Word] OR anteversion[Text Word] OR "bicondylar angle"[Text Word] OR "neck-shaft angle"[Text Word] OR "lower limb"[Text Word])) OR ("Bone and Bones"[Mesh] OR "Bone Anteversion"[Mesh] OR "Bone Malalignment"[Mesh] OR "Bone Development"[Mesh] OR "Pelvic Bones"[Mesh] OR "Leg Bones"[Mesh] OR "Hip"[Mesh] OR "Hip Joint"[Mesh] OR "Femur"[Mesh] OR "Femur Neck"[Mesh] OR "Femur Head"[Mesh] OR "Tibia"[Mesh] OR "Torsion Abnormality"[Mesh] OR "Foot Deformities"[Mesh]))) AND ((((((gait[Text Word] OR walk*[Text Word] OR ambulat*[Text Word] OR stand*[Text Word] OR run*[Text Word] OR jump*[Text Word] OR "motor capacity"[Text Word] OR "motor capability"[Text Word] OR "range of motion"[Text Word] OR "ROM"[Text Word] OR strength[Text Word] OR spasticity[Text Word] OR "motor control"[Text Word] OR "selective motor control"[Text Word] OR "postural control"[Text Word] OR speed[Text Word] OR balance[Text Word])) OR (Walking[Mesh] OR "Gait Disorders, Neurologic"[Mesh] OR "Mobility Limitation"[Mesh] OR "Postural Balance"[Mesh] OR "Walking Speed"[Mesh] OR "Range of Motion, Articular"[Mesh] OR "Biomechanical Phenomena"[Mesh]))) OR (((activit*[Text Word] OR "daily life"[Text Word] OR "functional disabilit*"[Text Word] OR mobility[Text Word] OR performance[Text Word] OR "walk* test*"[Text Word])) OR ("Activities of Daily Living"[Mesh] OR "Walk Test"[Mesh]))) OR (((Participation[Text Word] OR leisure*[Text Word] OR game*[Text Word] OR integration[Text Word] OR inclusion[Text Word] OR insertion[Text Word])) OR ("Social Participation"[Mesh] OR
```


"Leisure Activities"[Mesh])) AND ((correlation*[Text Word] OR association*[Text Word] OR predict*[Text Word] OR regression*[Text Word] OR relationship*[Text Word] OR "multivariable analysis"[Text Word])).

3.2.3 Sélection des articles

Comme imposé par la méthodologie PRISMA, la sélection des articles a été effectuée par deux lecteurs. Les articles retenus pour la revue sont l'ensemble des études observationnelles, parues en français et en anglais, jusqu'au mois de mars 2019, sur les moteurs de recherche suivants : PubMed, Scopus et Cochrane.

Les critères d'inclusion des articles sont les suivants :

- ❖ La population étudiée correspond aux critères définis précédemment.
- ❖ Un lien de corrélation direct est établi entre la forme de l'os et :
 - les fonctions de l'appareil locomoteur et liées aux mouvements
 - et/ou l'activité (mobilité)
 - et/ou la participation.
- ❖ Les études sélectionnées sont des études observationnelles.
- ❖ Un minimum de quatre « oui » dans l'échelle d'évaluation de la qualité méthodologique globale de chaque étude est requis.

Les critères d'exclusion des articles sont les suivants :

- ❖ Les études de cas, du fait d'un faible niveau de preuve
- ❖ Les articles traitant de chirurgie, du fait de la difficulté et du temps nécessaire au recueil des données préopératoires.
- ❖ Les études dont les résultats ne sont pas exploitables sont également exclues.

En *Annexe III*, le flow-chart de la stratégie de recherche utilisée dans les trois moteurs de recherche.

3.3 Extraction des données

Les articles obtenus suite à l'établissement de l'équation de recherche sont importés dans le gestionnaire de bibliographie (ici Zotero). Ce gestionnaire de bibliographie permet alors de supprimer rapidement les doublons. Puis les articles restant sont extraits dans un tableau excel à partir duquel la sélection sur titre et résumé est effectuée.

Deux lecteurs procèdent à cette première sélection lors d'un temps de mise en commun, afin de comparer les articles retenus.

Une fois cette première sélection effectuée, la sélection suivante se fait sur lecture complète de l'article. Un second temps de mise en commun est prévu, afin de valider l'inclusion définitive des articles pour la revue.

Suite à la double sélection, un flow-chart est établi (*Annexe III*) afin de résumer les étapes de sélection et les motifs d'exclusion des articles.

Le pourcentage d'accord entre les deux lecteurs est ensuite calculé, ainsi que l'indice de Kappa correspondant, afin de connaître le degré d'accord des lecteurs sur le choix des papiers.

3.4 Évaluation de la qualité méthodologique et du risque de biais de chaque étude

Le choix de l'échelle d'évaluation de la qualité méthodologique de chaque étude a représenté une étape complexe de ce travail de recherche. En effet, il n'existe à l'heure actuelle aucune échelle validée pour l'évaluation de l'ensemble des types d'études observationnelles. Actuellement, les échelles validées qui existent concernent les études de cohorte (75), et sont : CASP checklists, SIGN methodology tools, Newcastle-Ottawa Scale (NOS). Dans la littérature existante concernant les études observationnelles, il n'existe pas d'échelle d'évaluation de la qualité méthodologique faisant consensus. Ainsi, après analyse des différentes échelles proposées, notre choix s'est porté sur l'échelle de The Joanna Briggs Institute : « Critical Appraisal Checklist for Case series »(76). Cette échelle a été créée pour être utilisée dans les revues systématiques qui analysent des « case series ». Les « case series » sont des études où seuls les patients porteurs de la maladie ou du critère de jugement étudié de la maladie sont échantillonnés (76)(77). Ainsi, les études observationnelles entrent de ces critères.

Comme d'autres auteurs l'ont fait au préalable (78), nous avons modifié cette échelle en ajoutant des critères sur : la mise en évidence de la validité des outils de mesure des critères de jugement (ici, la forme de l'os des membres inférieurs et les fonctions de l'appareil locomoteur et liées aux mouvements, l'activité et la

participation), ainsi que sur les critères de choix de l'outil statistique (coefficient de corrélation) et sur les critères d'interprétation des résultats statistiques. Avec cette échelle modifiée, la note maximale attribuable à un article est de 28 points ; avec 2 points accordés en cas de « Oui », 1 point en cas de « réponse non précise », et 0 point en cas de « Non ». En *Annexe IV*, l'échelle « JBI Critical Appraisal Checklist for Case Series » modifiée.

Chaque lecteur attribue un score à chacun des articles, puis un temps de mise en commun est prévu, au cours duquel les lecteurs confrontent leurs points de vue sur les points de désaccord. Cela permet d'attribuer la note méthodologique définitive à l'article (*Annexe VI*).

Le pourcentage d'accord sur l'ensemble des critères, ainsi que l'indice de Kappa sont ensuite calculés afin d'évaluer le degré d'accord entre les lecteurs.

3.5 Résultats

3.5.1 Quantification des résultats ²

L'outil statistique utilisé dans ce travail de recherche est le coefficient de corrélation. Une corrélation met en évidence la présence, ou l'absence, d'une relation linéaire significative entre deux variables. Ici X = forme de l'os des membres inférieurs et Y = faculté locomotrice. En d'autres termes, si une corrélation est forte, il est alors possible de prédire Y en connaissant seulement X et inversement. La valeur des coefficients de corrélation est comprise entre -1 et +1 et plus la valeur se rapproche de 1, plus la corrélation est forte. Cet outil statistique permet de quantifier des relations non parfaites.

Il est important de connaître la nuance entre corrélation et causalité ; en effet, trouver que X et Y sont liés, ne veut pas dire que l'un est la cause de l'autre. Pour pouvoir dire cela, d'autres investigations sont nécessaires.

Dans ce travail, nous nous intéressons à deux coefficients de corrélation : les coefficients de Pearson et de Spearman.

² <https://support.minitab.com/fr-fr/minitab/18/help-and-how-to/statistics/basic-statistics/supporting-topics/correlation-and-covariance/a-comparison-of-the-pearson-and-spearman-correlation-methods/>

Le coefficient de Pearson calcule seulement la force de la relation linéaire entre X et Y. Une relation est dite linéaire quand une variation de l'une des variables est associée à une modification proportionnelle de l'autre variable. On parle aussi de corrélation paramétrique.

Le coefficient de Spearman calcule quant à lui la force d'une liaison dite monotone. On dit qu'une relation est monotone quand les variables étudiées ont tendance à changer ensemble mais pas forcément à vitesse constante. On parle aussi de corrélation non paramétrique car elle est basée sur les rangs des valeurs et non sur les données brutes.

3.5.2 Synthèse des résultats

Les résultats sont synthétisés dans un tableau récapitulatif afin de rassembler les données et d'avoir une vue d'ensemble. Cela permet d'en ressortir les corrélations fortes, modérées et faibles. En *Annexe V*, les tableaux résumant les résultats.

Un autre tableau est réalisé avec les scores attribués à chaque étude par chacun des lecteurs, et la notation finale retenue après discussion en cas de désaccord. En *Annexe VI*, le tableau de la notation finale attribuée pour l'évaluation de la qualité méthodologique des articles sélectionnés.

4 Résultats

4.1 Études sélectionnées

4.1.1 Flow-chart

Le nombre d'occurrences obtenues suite à l'établissement de l'équation de recherche dans les trois moteurs de recherche sélectionnés était de 1485 le 19 mars 2019 ; avec 485 articles obtenus dans le moteur de recherche Pubmed, 956 dans Scopus et 44 dans Cochrane. Après suppression des doublons, il restait 1047 articles.

Suite à la première sélection sur titre et résumé, nous avons gardé 21 articles. Les raisons d'exclusion étaient les suivantes :

- ❖ soit l'article n'étudiait pas la forme de l'os des membres inférieurs
- ❖ soit il n'étudiait pas la fonction
- ❖ soit il n'étudiait ni l'un ni l'autre
- ❖ soit l'article traitait de chirurgie
- ❖ soit la population étudiée ne correspondait pas aux critères précisés précédemment.

Puis, suite à la seconde sélection sur lecture complète des articles, nous avons sélectionné 10 articles à intégrer dans la revue systématique. En plus des raisons précédemment citées, les raisons d'exclusion étaient :

- ❖ l'absence de lien de corrélation direct entre les paramètres recherchés
- ❖ la présence de résultats difficilement exploitables.

En effet, prenons l'exemple de *Carriero et al.* (6) qui ont utilisé dans leur étude la méthode statistique de « Principal Components Analysis » (PCA). Il s'agit d'une méthode statistique qui décrit la dispersion des individus selon un modèle mathématiquement construit de composantes principales (CP). Ces CP correspondent à une combinaison linéaire pondérée des variables originelles. *Carriero et al.* utilisent la PCA pour analyser les paramètres de marche obtenus lors d'une AQM. Ils établissent ensuite les corrélations entre ces composantes principales et des paramètres osseux. Il était donc impossible de connaître précisément le lien direct existant entre les paramètres de marche et les paramètres osseux à partir de cet article. Il a donc été exclu.

En *Annexe III*, le flow-chart résumant les étapes de sélection et les motifs d'exclusion des articles.

Le pourcentage d'accord entre les deux lecteurs sur le choix des articles est de 95%, avec un indice de Kappa égal à 0.9, soit un accord presque parfait entre les deux lecteurs.

4.1.2 Caractéristiques des études sélectionnées

Les populations de chacune des études sélectionnées sont détaillées dans le tableau suivant.

Auteur	Année	Population totale	Population PC			
			Nombre enfants PC (H/F)	Âge	Type PC	GMFCS
Teixeira	2018	195	195 (109/86)	10.2 (3-18)	Unilat Bilat	I, II, III
Westberry	2018	110	77 (49/28)	11.8 (7.2-18.7)	Unilat Bilat	I, II
Cho	2018	57	57 (31/26)	Lors de l'examen clinique : 3.6 ± 1.6 (2-6) Lors de l'imagerie : 9.3 ± 1.8 (7-14)	Unilat Bilat	I à V
Presedo	2017	114	114 (67/47)	12.1 ± 0.3 (5.5-19.2)	Bilat	I, II, III
Kim	2017	26	26 (14/12)	12.6 (6-16)	Bilat	I, II, III
Karabicak	2016	20	20 (12/8)	12.3 ± 4.5	Unilat Bilat	I, II, III
Lee	2013	33	33 (20/13)	9.5 (S.D 6.9)	Bilat	I, II
Desloovere	2006	200	200 (inconnu)	8.06 (4.2-12.0) SD 2.36	Unilat Bilat	I, II
Kerr	2003	29	29 (18/11)	14.58 (4.42-35.83)	Inconnu	Inconnu
Aktas	2000	22	22 (16/6)	13.7 (6.4-20.6)	Inconnu	Patients PC marchants

Les paramètres osseux étudiés dans les articles retenus sont l'antéversion fémorale, l'angle cervico-diaphysaire du fémur et la torsion tibiale.

Les fonctions de l'appareil locomoteur et liées aux mouvements étudiées dans les articles retenus ont été classées selon la CIF (3) et sont : les fonctions relatives à la mobilité des articulations, les fonctions relatives aux réflexes moteurs, les fonctions relatives aux réactions motrices involontaires et les fonctions relatives au type de démarche.

Le tableau suivant répertorie les différents paramètres étudiés par chacune des études sélectionnées :

Auteur	Année	Population (n)	Paramètre osseux	Paramètre fonction	R
Teixeira	2018	195	Torsion tibiale (clinique)	Rotation du pied (AQM)	0.44 à 0.56
Westberry	2018	110	Antéversion fémorale (EOS)	Rotations de hanche en passif (clinique)	0.25 et -0.30
				Rotation de hanche en position debout statique (AQM)	0.12
				Rotation hanche en phase d'appui unipodal (AQM)	0.07
Cho	2018	57	Angle cervico-diaphysaire (radio)	Spasticité (IJ+add)	-0.56 à 0.18
			Antéversion fémorale (scanner)		-0.20 à 0.07
Presedo	2017	114	Antéversion fémorale (clinique)	Angle de progression du pied (AQM)	0.04 à 0.48
			Torsion tibiale (clinique)	Angle de progression du pied (AQM)	-0.46 à -0.15
Kim	2017	26	Antéversion fémorale (scanner)	Rotations de hanche en passif (clinique)	0.52 et 0.69
				Rotation hanche (AQM)	0.30
			Torsion tibiale (scanner)	Rotation genou (AQM)	0.62

Karabicak	2016	20	Antéversion fémorale (clinique)	PBS + CMS	0.07 à 0.46
Lee	2013	33	Antéversion fémorale (scanner)	Angle de progression du pied (AQM)	0.22
				Angle de progression du pied ajusté (AQM)	0.35
				Rotation bassin (AQM)	-0.29
				Rotation hanche (AQM)	0.38
				Rotation genou (AQM)	0.05
			Torsion genou (scanner)	Angle de progression du pied (AQM)	-0.003
				Angle de progression du pied ajusté (AQM)	0.06
				Rotation bassin (AQM)	-0.11
				Rotation hanche (AQM)	-0.15
				Rotation genou (AQM)	0.13
			Torsion tibiale (scanner)	Angle de progression du pied (AQM)	-0.34
				Angle de progression du pied ajusté (AQM)	-0.33
				Rotation bassin (AQM)	0.06
				Rotation hanche (AQM)	0.22
				Rotation genou (AQM)	-0.21
Desloovere	2006	200	Antéversion fémorale (clinique)	Rotations hanche (AQM)	0.28 et 0.29
				Alignement du pied en phase d'appui	0.29
Kerr	2003	29	Antéversion fémorale (clinique)	Rotations hanche (AQM)	0.43 à 0.47
Aktas	2000	22	Antéversion fémorale (scanner)	Rotation hanche (AQM)	0.01
			Torsion tibiale (scanner + clinique)	Rotation tibiale (AQM)	0.7 et 0.65

Deux études ont étudié le lien entre la forme des os des membres inférieurs et les fonctions relatives à la mobilité des articulations (79)(80). Ces deux études ont étudié les mêmes paramètres, à savoir le lien entre l'antéversion fémorale et les amplitudes de rotation de hanche en passif.

Un seul auteur a étudié le lien existant entre la forme des os des membres inférieurs et les fonctions relatives aux réflexes moteurs (81). *Cho et al.* (81) ont ainsi étudié les paramètres osseux suivant : le pourcentage de migration de la tête fémorale, l'angle cervico-diaphysaire du fémur et l'antéversion fémorale. Pour chacun de ces paramètres osseux, ils ont quantifié le lien existant avec la spasticité des adducteurs et des ischio-jambiers, testée à deux vitesses différentes (lente et rapide).

Deux études ont étudié le lien entre la forme des os des membres inférieurs et les fonctions relatives aux réactions motrices involontaires (79)(82). *Westberry et al.* (79) ont étudié le lien existant entre l'antéversion fémorale et la rotation de hanche en position debout statique (« static motion »). *Karabacak et al.* (82) ont étudié le lien existant entre l'antéversion fémorale et l'équilibre fonctionnel et le contrôle postural.

Huit auteurs ont étudié le lien entre la forme des os des membres inférieurs et les fonctions relatives au type de démarche, c'est-à-dire les paramètres de marche étudiés lors d'une analyse quantifiée de la marche (AQM). Parmi eux, sept se sont intéressés au fémur (antéversion fémorale) et cinq au tibia (torsion tibiale).

Les paramètres de marche étudiés, en lien avec l'antéversion fémorale sont les suivants :

- Au niveau du bassin : Rotation moyenne du bassin (32)
- Au niveau de la hanche :
 - o Rotation moyenne de hanche en phase d'appui unipodal (79)
 - o Rotation moyenne de hanche en phase d'appui (83)
 - o Rotation moyenne de hanche (83)(80)(32)(7)
 - o Rotation de hanche au contact initial (84)
 - o Rotation de hanche lors du décollement des orteils(84)
 - o Rotation interne de hanche maximale lors de l'ensemble du cycle de marche (83)
 - o Rotation interne de hanche maximale lors de la phase d'appui(83)
 - o Rotation externe de hanche maximale lors de l'ensemble du cycle de marche(83)
 - o Rotation externe de hanche maximale lors de la phase d'appui(83)
- Au niveau du genou : Rotation moyenne du genou à la marche(32)
- Au niveau du pied :
 - o Angle de progression du pied en phase d'appui (moyenne)(84)(32)

- Angle de progression du pied(85)
- Angle de progression du pied ajusté (32)

Les paramètres de marche étudiés en lien avec la torsion tibiale sont les suivants :

- Au niveau du bassin : Rotation du bassin (moyenne)(32)
- Au niveau de la hanche : Rotation moyenne de hanche(32)
- Au niveau du genou : Rotation moyenne du genou à la marche(7)(80)(32)
- Au niveau du pied :
 - Angle de progression du pied en phase d'appui (moyenne)(32)
 - Angle de progression du pied(85)
 - Angle de progression du pied ajusté (32)
 - Rotation moyenne du pied en phase d'appui(86)
 - Rotation moyenne du pied en phase d'appui unipodal(86)
 - Rotation moyenne du pied en phase oscillante(86)
 - Rotation d'appui au contact initial(86)
 - Rotation maximale du pied(86)
 - Rotation minimale du pied(86)

Aucune étude entrant dans les critères de sélection établis ne s'est intéressée au lien existant entre la forme de l'os des membres inférieurs et l'activité et/ou la participation des personnes touchées par la paralysie cérébrale.

4.1.3 Risques de biais relatifs aux études

L'échelle de The Joanna Briggs Institute : « Critical Appraisal Checklist for Case series » (76) modifiée a été utilisée pour juger la qualité méthodologique des études sélectionnées. La note moyenne est égale à 19 sur un total de 28 points, avec des notes comprises entre 12 et 25. La médiane est de 20. Sur les dix articles sélectionnés, trois ont une note inférieure ou égale à 14 (7)(80)(83), tous les autres articles ont une note supérieure (79)(81)(82)(32)(84)(85)(86). En *Annexe VI*, le tableau de notation de la qualité méthodologique de chacun des articles.

Le pourcentage d'accord entre les deux lecteurs sur la totalité des items de l'échelle est de 73%, avec un indice de Kappa à 0.72 ; il y a donc un accord modéré entre les deux lecteurs sur l'ensemble des critères de notation.

Ensuite, un temps d'échange entre les deux lecteurs a permis de trouver un accord sur la cotation finale attribuée à chaque article.

4.2 Résultats

4.2.1 Résultats de chaque étude

Les résultats sont présentés par fonctions de l'appareil locomoteur et liées aux mouvements, telles que décrites dans la CIF (3) avec : la référence de l'article, les paramètres osseux et fonction étudiés, ainsi que la valeur de la corrélation trouvée.

Les fonctions relatives à la mobilité des articulations : (n=103)

Deux études se sont intéressées au sujet : *Westberry et al.*(79) (n=77) et *Kim et al.*(80) (n=26). Ils ont étudié le lien entre l'antéversion fémorale et les rotations de hanches en passif. *Westberry et al.* ont mesuré l'antéversion fémorale par EOS, alors que *Kim et al.* l'ont mesuré par scanner. Les rotations passives de hanche ont été mesurées dans les deux études par goniomètre.

Pour *Westberry et al.*, le coefficient de corrélation entre l'antéversion fémorale et la rotation interne de hanche en passif est de $R=0.25$, pour *Kim et al.* il est de $R=0.69$.

Le coefficient de corrélation entre l'antéversion fémorale et la rotation externe passive de hanche est de $R=-0.30$ pour *Westberry et al.* et de $R=0.52$ pour *Kim et al.*.

Les fonctions relatives aux réflexes moteurs : (n=57)

Un seul article a étudié cette fonction : *Cho et al.*(81) (n=57) ont étudié le lien entre différents paramètres osseux du fémur (pourcentage de migration de la tête fémorale, angle cervico-diaphysaire et antéversion fémorale) et la spasticité de deux groupes musculaires : les ischio-jambiers et les adducteurs, testée à deux vitesses différentes (lente : R2 et rapide : R1).

Le coefficient de corrélation existant entre le pourcentage de migration de la tête fémorale et la spasticité des ischio-jambiers testée à vitesse rapide est de $R=0.19$, et de $R=-0.01$ à vitesse lente.

De même, celui existant entre ce même paramètre osseux et la spasticité des muscles adducteurs est plus important à vitesse rapide, que les genoux soient fléchis ou tendus. Les valeurs sont respectivement de $R=-0.38$ et $R=-0.27$. À vitesse lente, la corrélation entre le pourcentage de migration de la tête fémorale et la spasticité des adducteurs est quasi inexistante avec une valeur de $R=-0.12$ genou tendu et de $R=-0.05$ genou fléchi.

Le coefficient de corrélation existant entre l'angle cervico-diaphysaire et la spasticité des ischio-jambiers testée à vitesse rapide est de $R=0.25$, et de $R=0.18$ à vitesse lente.

Il existe un coefficient de corrélation inversé entre l'angle cervico-diaphysaire et la spasticité des adducteurs, quelque soit la vitesse et la position des genoux. À vitesse rapide, le coefficient entre ces deux paramètres est sensiblement identique, que les genoux soient tendus ou fléchis, avec des valeurs respectivement égales à $R=-0.45$ et $R=-0.48$. À vitesse lente, le coefficient de corrélation entre l'angle cervico-diaphysaire et la spasticité des adducteurs, genou tendu est de $R=-0.56$ et de $R=-0.36$ genou fléchi.

Le coefficient de corrélation existant entre l'antéversion fémorale et la spasticité des ischio-jambiers testée à vitesse rapide est de $R=-0.20$, et de $R=0.07$ à vitesse lente.

La valeur du coefficient de corrélation existant entre l'antéversion fémorale et la spasticité des adducteurs est globalement faible, quelque soit la vitesse et la position des genoux. À vitesse rapide, les coefficients sont de $R=0.14$ genou tendu et $R=0.07$ genou fléchi. À vitesse lente, ils sont de $R=0.17$ genou tendu et $R=0.16$ genou fléchi.

Les fonctions relatives aux réactions motrices involontaires : (n=97)

Deux articles ont étudié cette fonction sous deux angles différents.

Westberry et al.(79) (n=77) ont étudié le lien existant entre l'antéversion fémorale et la rotation de hanche en position debout statique. L'antéversion fémorale a été mesurée par EOS et la rotation de hanche en position debout statique a été évaluée lors de l'analyse quantifiée de la marche.

Karabicak et al.(82) (n=20) se sont intéressés au lien existant entre l'antéversion fémorale et deux paramètres : l'équilibre fonctionnel et le contrôle postural. L'antéversion fémorale a été évaluée par mesure goniométrique. L'équilibre fonctionnel a été évalué en utilisant la « Pediatric Balance Scale » (PBS). Le contrôle postural a été évalué par l'intermédiaire du contrôle moteur du tronc en position assise grâce à la « Trunk Control Measurement Scale » (TCMS).

Selon *Westberry et al.* (79), le coefficient de corrélation existant entre l'antéversion fémorale et la rotation de hanche en position debout statique est de $R=0.12$.

Selon *Karabicak et al.* (82), le coefficient de corrélation existant entre l'antéversion fémorale et : le contrôle postural et l'équilibre fonctionnel est quasiment identique, avec des valeurs respectives de $R=0.28$ et de $R=0.25$.

Le TCMS est divisé en trois sous parties et évalue le contrôle du tronc en statique et en dynamique. Dans cette échelle, le tronc comprend à la fois le rachis et le bassin. Les trois sous parties de cette échelle sont : l'équilibre assis en statique, le contrôle moteur sélectif et le « dynamic reaching ». L'équilibre assis en position statique évalue

la capacité de l'enfant à maintenir une position stable du tronc lors des mouvements des membres supérieurs et inférieurs. Le contrôle moteur sélectif évalue la performance des mouvements sélectifs du tronc, sans appui dans les trois plans du mouvement. Le « dynamic reaching » évalue la performance du patient lors de trois tâches qui nécessitent des mouvements actifs du tronc, sans aucun appui. Les auteurs ont évalué la corrélation existant entre l'antéversion fémorale et chacune des sous-parties de l'échelle TCMS. Les valeurs sont de $R=0.07$ entre l'antéversion fémorale et l'équilibre assis en position statique ; $R=0.26$ entre le même paramètre osseux et le contrôle moteur sélectif du tronc ; $R=0.46$ entre l'antéversion fémorale et le « dynamic reaching ».

Les fonctions relatives au type de démarche : (n=501)

Sur l'ensemble des études sélectionnées, deux paramètres osseux ont été étudiés : l'antéversion du col fémoral et la torsion tibiale.

Trois méthodes différentes ont été utilisées pour mesurer l'antéversion fémorale : EOS (79), examen clinique (83)(84)(85) ou scanner (7)(32)(80). Il en est de même pour la torsion tibiale, où les mesures se sont faites par examen clinique (7)(80)(85)(86) ou par scanner (7)(32)(80).

Les paramètres de marche ont été mesurés à l'aide d'une analyse quantifiée de la marche (AQM) dans l'ensemble des études ; cependant, toutes n'ont pas utilisé le même modèle, ni étudié les mêmes paramètres de marche. Pour plus de facilité dans la description des résultats, ils seront regroupés par déformation osseuse.

Le lien entre antéversion fémorale et rotation du bassin à la marche a été étudié par *Lee et al.*(32) (n=33) qui trouvent une corrélation négative entre les deux paramètres, avec une valeur égale à $R=-0.29$.

Le lien entre l'antéversion fémorale et les paramètres de la hanche à la marche a été étudié par plusieurs auteurs. C'est la rotation de hanche à la marche qui est la plus étudiée, mais par de nombreux paramètres différents. Ainsi, *Westberry et al.*(79) (n=77) trouvent un lien de corrélation égal à $R=0.07$ entre l'antéversion fémorale et la rotation moyenne de hanche en phase d'appui unipodal. *Kerr et al.*(83) (n=29) trouvent un lien égal à $R=0.46$ entre l'antéversion fémorale et la rotation moyenne de hanche en phase d'appui, et égal à $R=0.44$ entre l'antéversion fémorale et la rotation moyenne de hanche à la marche. Comme *Kerr et al.*(83), *Kim et al.*(80) (n=26), *Lee et al.*(32) (n=33) et *Aktas et al.*(7) (n=22) ont étudié le lien entre l'antéversion fémorale et la

rotation moyenne de hanche à la marche et trouvent respectivement des valeurs égales à : $R=0.30$, $R=0.385$ et $R^2=0.01$. *Desloovere et al.*(84) ($n=200$) se sont intéressés au lien entre antéversion fémorale et rotation de hanche à l'attaque du talon (« initial contact ») et au décolllement des orteils (« toe off »), et trouvent respectivement des valeurs égales à $R=0.28$ et $R=0.29$. Enfin, *Kerr et al.*(83) se sont intéressés au lien entre antéversion fémorale et rotations maximales de hanche (interne et externe) sur l'ensemble du cycle de marche. Ils trouvent des coefficients de corrélation de $R=0.43$ entre l'antéversion fémorale et la rotation interne maximale de hanche sur l'ensemble du cycle de marche, et de $R=0.46$ entre ce même paramètre osseux et la rotation externe maximale sur l'ensemble du cycle de marche. Ils ont également calculé ce coefficient en phase d'appui uniquement et trouvent une valeur de $R=0.47$ entre l'antéversion fémorale et la rotation interne maximale en phase d'appui et de $R=0.46$ entre l'antéversion fémorale et la rotation externe maximale en phase d'appui.

Le lien entre antéversion fémorale et rotation moyenne du genou à la marche, seul paramètre du genou à la marche étudié, est de $R=0.05$ selon *Lee et al.*(32) ($n=33$).

Trois articles se sont intéressés au lien existant entre l'antéversion fémorale et l'angle de progression du pied à la marche. L'antéversion fémorale a été mesurée soit par mesure clinique (test de l'angle de proéminence trochantérienne décrit par Ruwe et al.) (84)(85), soit par scanner (32). L'angle de progression du pas a été mesuré lors d'une analyse quantifiée de la marche et correspond à l'angle entre l'axe long du pied et la ligne de progression moyenne de la marche (32). L'axe long du pied est la droite passant par le calcaneus et le 2^{ème} métatarsien. La ligne de progression moyenne de la marche correspond à la droite passant par le point d'attaque du talon et le point de décolllement des orteils lors de la phase d'appui. Ainsi, un angle positif correspond à une marche pieds en adduction, et un angle négatif correspond à une marche pieds en abduction. *Desloovere et al.*(84) ($n=200$) et *Lee et al.*(32) ($n=33$) trouvent un lien de corrélation respectivement égal à $R=0.29$ et $R=0.22$. *Presedo et al.*(85) ($n=114$) trouvent un lien de corrélation entre les deux mêmes paramètres compris entre $R=0.1$ et $R=0.3$. *Lee et al.* (32) se sont aussi intéressés au lien entre l'antéversion fémorale et l'angle de progression du pied ajusté (« adjusted FPA »). Cet angle est obtenu en soustrayant la rotation du bassin au FPA (32). C'est l'angle entre l'extrémité de la tête fémorale et le pied, il reflète la rotation pure du membre inférieur, sans l'influence de la rotation du bassin, qui est elle même influencée par les déformations rachidiennes et

les déséquilibres musculaires du tronc. La valeur de la corrélation entre ces deux paramètres est de $R=0.35$.

Le lien entre torsion tibiale et rotation moyenne du bassin à la marche a été étudié par un seul article : *Lee et al.*(32) (n=33). La torsion tibiale a été mesurée par scanner, et la valeur du lien de corrélation est de $R=0.06$.

Le lien entre torsion tibiale et rotation de hanche à la marche a été étudié par un seul auteur : *Lee et al.*(32) (n=33) qui trouve une valeur de corrélation entre ces deux paramètres égale à $R=0.22$.

Le lien entre torsion tibiale et rotation du genou à la marche a été étudié par trois auteurs (7)(32)(80). *Aktas et al.*(7) (n=22) ont mesuré la torsion tibiale par trois méthodes différentes : l'évaluation clinique (axe bi-malléolaire et angle cuisse-pied) et le scanner. *Kim et al.*(80) (n=26) ont mesuré la torsion tibiale par l'angle cuisse-pied et par scanner et *Lee et al.*(32) (n=33) par scanner uniquement. Selon *Aktas et al.*, la valeur du lien de corrélation entre torsion tibiale et rotation du genou à la marche est de $R^2=0.65$ avec une mesure de la torsion tibiale par l'axe bi-malléolaire. Le lien de corrélation entre la torsion tibiale mesurée par l'angle cuisse-pied et la rotation du genou à la marche est de $R=0.72$ pour *Kim et al.* (80) et de $R^2=0.61$ pour *Aktas et al.* (7). Avec une mesure de la torsion tibiale par scanner, la valeur du lien de corrélation est de $R=0.62$ pour *Kim et al.* (80), $R^2=0.7$ pour *Aktas et al.* (7) et de $R=-0.21$ pour *Lee et al.* (32).

Le lien entre torsion tibiale et comportement du pied à la marche a été étudié par trois auteurs (32)(85)(86). *Lee et al.*(32) (n=33) ont mesuré la torsion tibiale par scanner et *Presedo et al.*(85) (n=114) et *Teixeira et al.*(86) (n=195) ont mesuré la torsion tibiale en clinique par deux méthodes différentes : l'angle bi-malléolaire (85) et l'axe bi-malléolaire (86). L'angle bi-malléolaire correspond à l'angle situé entre l'axe longitudinal de la cuisse et la ligne perpendiculaire à l'axe passant par les deux malléoles. L'axe bi-malléolaire correspond à l'angle situé entre la droite passant par les deux malléoles et la droite perpendiculaire à l'axe longitudinal de la cuisse. Ces deux méthodes mesurent en réalité la même chose. D'après *Lee et al.* (32), la valeur de la corrélation entre torsion tibiale et angle de progression du pied en phase d'appui est de $R=-0.34$, elle est comprise entre $R=-0.24$ et $R=-0.27$ pour *Presedo et al.* (85). Le lien entre torsion tibiale et l'angle de progression du pied ajusté est de $R=-0.33$

d'après *Lee et al.* (32). *Teixeira et al.* (86) se sont intéressés à la rotation du pied à la marche, qui mesure la rotation du pied par rapport à la position du genou (87). Les auteurs ont préféré cette méthode à l'angle de progression du pied à la marche afin d'exclure l'influence des mouvements du bassin et de la hanche. Ils ont mesuré la corrélation entre la torsion tibiale et les différents paramètres de la rotation du pied pour le côté gauche et le côté droit. Ainsi, le lien entre torsion tibiale et rotation moyenne du pied en phase d'appui est de $R=0.49$ pour le côté gauche et $R=0.54$ pour le côté droit. En phase d'appui unipodal, ce lien est de $R=0.5$ pour le côté gauche et de $R=0.54$ pour le côté droit. En phase oscillante, le lien est de $R=0.48$ pour le côté gauche et $R=0.54$ pour le côté droit. Le lien entre torsion tibiale et rotation du pied à l'attaque du pas est de $R=0.44$ pour le côté gauche et $R=0.49$ pour le côté droit. Le lien entre torsion tibiale et rotation maximale du pied est de $R=0.46$ pour le côté gauche et $R=0.52$ pour le côté droit. Le lien entre torsion tibiale et rotation minimale du pied est de $R=0.51$ pour le côté gauche et $R=0.56$ pour le côté droit.

4.2.2 Synthèse des résultats

Les corrélations sont interprétées selon les lignes directrices suivantes : une corrélation inférieure à $R=0.20$ est considérée comme très faible, une corrélation comprise entre $R=0.21$ et $R=0.40$ est considérée comme faible, une corrélation comprise entre $R=0.41$ et $R=0.60$ est considérée comme modérée, une corrélation comprise entre $R=0.61$ et $R=0.80$ est considérée comme forte et une corrélation comprise entre $R=0.81$ et $R=1.00$ est considérée comme très forte.

Les corrélations très fortes : de $R=0.81$ à $R=1.00$

Aucune corrélation très forte n'a été trouvée entre la forme des os des membres inférieurs et les fonctions de l'appareil locomoteur et liées aux mouvements, ou entre la forme des os des membres inférieurs et l'activité ou la participation.

Les corrélations fortes : de $R=0.61$ à $R=0.80$

Kim et al. (80) trouvent une corrélation forte, d'une valeur de $R=0.69$ entre l'antéversion fémorale mesurée par scanner et la rotation interne de hanche mesurée en clinique.

Deux auteurs sur les trois ayant étudié le lien existant entre torsion tibiale et rotation du genou à la marche trouvent une valeur de corrélation forte, comprise entre $R^2=0.61$ et $R=0.72$ (7)(80), sauf *Lee et al.* (32) qui trouvent une corrélation de $R=-0.21$.

Aucune corrélation forte n'a été trouvée entre la forme des os des membres inférieurs et l'activité ou la participation.

Les corrélations modérées : de $R=0.41$ à $R=0.60$

Kim et al. (80) trouvent une corrélation modérée d'une valeur de $R=0.52$ entre antéversion fémorale mesurée par scanner et rotation externe de hanche en passif.

Cho et al. (81) trouvent une corrélation inverse modérée entre l'angle cervico-diaphysaire du fémur et la spasticité des adducteurs à vitesse rapide, que le genou soit fléchi ou tendu ($R=-0.48$ et $R=-0.45$). De même, ils trouvent une corrélation égale à $R=-0.56$ entre l'angle cervico-diaphysaire du fémur et la spasticité des adducteurs testée à vitesse lente, genou tendu.

Karabacak et al. (82) trouvent une corrélation modérée entre l'antéversion fémorale mesurée en clinique et la partie « dynamic reaching » du TCMS, avec une valeur égale à $R=0.46$.

Kerr et al. (83) trouvent des corrélations modérées entre antéversion fémorale mesurée en clinique et les différents paramètres de rotation de hanche à la marche étudiés. La valeur du lien existant entre l'antéversion fémorale et la rotation moyenne de hanche à la marche est de $R=0.44$, elle est de $R=0.46$ en phase d'appui uniquement. La valeur du lien de corrélation existant entre l'antéversion fémorale et la rotation interne maximale de hanche sur l'ensemble du cycle de marche est de $R=0.43$, elle est de $R=0.47$ en phase d'appui uniquement. La valeur du lien de corrélation existant entre l'antéversion fémorale et la rotation externe maximale de hanche sur l'ensemble du cycle de marche est de $R=0.46$, tout comme en phase d'appui uniquement.

Teixeira et al. (86) trouvent des corrélations comprises entre $R=0.44$ et $R=0.56$ entre torsion tibiale mesurée en clinique et les différents paramètres de rotation du pied à la marche.

Aucune corrélation modérée n'a été trouvée entre la forme des os des membres inférieurs et l'activité ou la participation.

Les corrélations faibles : de R=0.21 à R=0.40

À la différence de *Kim et al.* (80), *Westberry et al.* (79) trouvent des corrélations faibles entre antéversion fémorale (mesurée par EOS) et rotation de hanche mesurée en clinique, avec une valeur de R=0.25 pour la rotation interne et de R=-0.30 pour la rotation externe.

Cho et al. (81) trouvent des corrélations faibles entre l'angle cervico-diaphysaire du fémur et la spasticité des muscles ischio-jambiers mesurée à vitesse rapide (R=0.25) et celle des adducteurs mesurée à vitesse lente, genou fléchi (R=-0.36).

Ils trouvent également des corrélations faibles entre la mesure du pourcentage de migration de la tête fémorale et la spasticité des adducteurs mesurée à vitesse rapide, genou tendu (R=-0.27) ou fléchi (R=-0.38).

Karabicak et al. (82) trouvent une corrélation faible entre l'antéversion fémorale mesurée en clinique et l'équilibre fonctionnel mesuré par la « Pediatric Balance Scale » (PBS), avec une valeur égale à R=0.25. La corrélation entre l'antéversion fémorale et le score total obtenu au TCMS est égale à R=0.28 et la partie relative au contrôle moteur sélectif est égale à R=0.26.

Lee et al. (32) trouvent une corrélation faible inverse entre antéversion fémorale mesurée par scanner et rotation moyenne du bassin à la marche, avec une valeur égale à R=-0.29.

Trois auteurs sur les quatre ayant étudié le lien existant entre l'antéversion fémorale et la rotation moyenne de hanche à la marche trouvent une corrélation faible, avec une valeur de R=0.30 trouvée par *Kim et al.* (80) et de R=0.385 trouvée par *Lee et al.* (32). *Aktas et al.* (7) trouvent quant à eux une valeur égale à $R^2=0.01$. Une corrélation faible est également retrouvée par *Lee et al.* (32) entre la torsion tibiale et la rotation moyenne de hanche à la marche (R=0.22).

Desloovere et al. (84) trouvent une corrélation égale à R=0.28 entre l'antéversion fémorale mesurée en clinique et la rotation de hanche au contact initial, elle est égale à R=0.29 avec la rotation de hanche au décollement des orteils.

Desloovere et al. (84) et *Lee et al.* (32) trouvent une corrélation faible entre l'antéversion fémorale et l'angle moyen de progression du pied en phase d'appui avec une valeur égale respectivement à $R=0.29$ et $R=0.22$. Cette corrélation est égale à $R=0.35$ avec l'angle de progression du pas ajusté, d'après *Lee et al.* (32).

La corrélation est faible et inversée entre la torsion tibiale et l'angle moyen de progression du pied en phase d'appui, avec une valeur de $R=-0.34$ trouvée par *Lee et al.* (32), et de $R=-0.33$ avec l'angle de progression du pied ajusté.

Presedo et al. (85) trouvent également une corrélation faible et inversée entre torsion tibiale et angle de progression du pas, avec une corrélation comprise entre $R=-0.24$ et $R=-0.27$.

Les corrélations très faibles : $R < 0.20$

Cho et al. (81) trouvent de très faibles corrélations entre les paramètres osseux étudiés et la spasticité des muscles ischio-jambiers et adducteurs, surtout concernant l'antéversion fémorale, avec des corrélations comprises entre $R=0.07$ et $R=-0.20$. De même entre le pourcentage de migration de la tête fémorale et la spasticité des muscles ischio-jambiers (corrélations comprises entre $R=-0.01$ et $R=0.19$) et avec la spasticité des muscles adducteurs testée à vitesse lente, quelque soit la position du genou ($R=-0.05$ genou fléchi et $R=-0.12$ genou tendu).

Westberry et al. (79) trouvent une corrélation très faible égale à $R=0.12$ entre antéversion fémorale mesurée par EOS et rotation de hanche mesurée en position debout statique.

Karabicak et al. (82) trouvent une corrélation très faible égale à $R=0.07$ entre antéversion fémorale et la partie du TCMS testant l'équilibre assis en position statique.

Lee et al. (32) trouvent une corrélation très faible égale à $R=0.06$ entre torsion tibiale et rotation moyenne du bassin à la marche, et une corrélation égale à $R=0.05$ entre antéversion fémorale et rotation du genou à la marche.

Westberry et al. (79) trouvent une très faible corrélation entre antéversion fémorale et rotation moyenne de hanche en phase d'appui unipodal ($R=0.07$).

Presedo et al. (85) trouvent une très faible corrélation entre antéversion fémorale et angle de progression du pas à la marche, avec une valeur comprise entre $R=0.1$ et $R=0.3$.

5 Analyse et Discussion

L'objectif de ce travail est de connaître l'état actuel des connaissances sur le lien qui existe entre la forme osseuse des membres inférieurs et la fonction locomotrice de la personne paralysée cérébrale marchante. En objectif secondaire, nous voulions connaître l'impact de ces déformations osseuses sur l'activité et la participation de cette population. Nous émettons l'hypothèse qu'il existe un lien entre la forme des os des membres inférieurs des sujets paralysés cérébraux marchants et les fonctions de l'appareil locomoteur et liées au mouvement. De plus, nous suspectons qu'il existe également un lien entre la forme osseuse et l'activité et la participation (marche, course, saut, sport, etc.) de cette même population.

5.1 Les résultats principaux

Il existe un lien de corrélation entre certaines déformations osseuses et certaines fonctions de l'appareil locomoteur et liées au mouvement chez le sujet paralysé cérébral marchant. Cependant, il n'existe pas de corrélation forte entre ces deux paramètres. L'hétérogénéité des méthodes d'évaluation nous empêche de rassembler les données recueillies pour en tirer des conclusions généralisables à l'ensemble de la population paralysée cérébrale marchante.

Torsion tibiale et antéversion fémorale sont les deux déformations osseuses les plus étudiées et on retrouve des corrélations faibles à modérées entre ces déformations osseuses et certaines fonctions de l'appareil locomoteur et liées au mouvement.

L'analyse de la littérature ne nous a pas fourni d'informations concernant le lien entre forme osseuse et activité et participation du sujet paralysé cérébral marchant.

Enfin, aucune étude ne s'est intéressée au lien entre la morphologie osseuse globale et la fonction marche par l'intermédiaire d'un score global de la marche par exemple.

5.1.1 Corrélations forme osseuse et fonctions de l'appareil locomoteur et liées au mouvement

Les seules déformations osseuses étudiées sont les déformations en torsion (antéversion du col fémoral et torsion tibiale) ou à potentiel impact torsionnel sur la marche ou sur le profil rotationnel en passif (angle cervico-diaphysaire).

L'angle cervico-diaphysaire, en modifiant la congruence articulaire de la hanche, facilitera la rotation interne de cette articulation, à la fois dans le profil rotationnel mesuré en passif, et pendant la marche (6)(88). L'étude de *Cho et al.* (81) a mis en évidence un lien direct entre une augmentation de l'angle cervico-diaphysaire (ou coxa valga) et l'hypertonie des adducteurs de hanche (de $R=-0.36$ à $R=-0.56$). Ce trouble musculaire entraîne un excès de contraintes localisées au niveau du fémur et du pubis. Or, on sait que la structure osseuse s'adapte, à la fois en géométrie et en résistance, aux contraintes qui lui sont imposées au quotidien. Ainsi, connaissant les insertions des muscles adducteurs, il est aisé de comprendre l'existence d'un lien de corrélation entre une déformation en coxa valga du fémur et la spasticité des muscles adducteurs.

L'impact clinique de ces données n'est pas négligeable, puisque comme le spécifient les auteurs de cette étude, le fait de diminuer la spasticité des adducteurs, pourrait éventuellement permettre de prévenir la déformation osseuse en coxa valga. Cela paraîtrait logique, puisque cela permettrait de diminuer les contraintes exercées de manière localisée sur la structure osseuse, et donc de laisser place à un remodelage osseux plus « physiologique ». Cependant, d'autres facteurs à l'origine de contraintes imposées à l'os entrent en compte dans la déformation osseuse proximale du fémur, comme par exemple les contraintes liées à la mise en charge sur les membres inférieurs dans la vie quotidienne (marche, course, saut) (25)(89). De nouvelles études seraient nécessaires afin de connaître précisément les différents paramètres impliqués dans cette déformation osseuse, ainsi que leur degré d'influence, afin de pouvoir proposer les traitements les plus appropriés.

L'antéversion du col fémoral

Même s'il est régulièrement admis par les cliniciens que les rotations de hanche en passif sont influencées par la forme de l'épiphyse proximale du fémur, *Westberry et al.* (79) n'ont pas trouvé de corrélation importante entre l'antéversion fémorale (mesurée par EOS®) et les rotations de hanche en passif ($R=0.25$ pour la rotation interne et $R=-0.30$ pour la rotation externe).

Kim et al. (80) se sont intéressés au même lien mais ne trouvent pas du tout les mêmes résultats ($R=0.69$ pour la rotation interne et $R=0.52$ pour la rotation externe).

L'examen clinique de l'enfant paralysé cérébral peut être facilement biaisé par la présence de spasticité ou de compensations naturellement présentes (79). Cette particularité fait que les valeurs des données cliniques sont peu fiables et donc difficilement interprétables. Nous pouvons émettre l'hypothèse de la présence d'un biais systématique dans l'une ou l'autre des études entraînant une sous ou surévaluation de l'ensemble des valeurs. Ce biais d'évaluation peut donc expliquer cette différence de corrélation retrouvée entre les deux études.

Une autre hypothèse peut être liée à la différence importante dans les populations. À âge égal (12 ans), *Westberry et al.* ont une population bien supérieure ($n=77$ contre $n=26$ pour *Kim et al.*), avec une majorité de garçons alors que *Kim et al.* ont une égalité quasi parfaite entre filles et garçons ; de plus, *Westberry et al.* ont des patients avec une PC unilatérale et bilatérale, alors que *Kim et al.* n'ont dans leur population que des atteintes bilatérales.

Cette différence de population peut expliquer en partie les différences dans les valeurs des antéversions fémorales : elles sont supérieures de 10° chez *Kim et al.* comparé à la population de l'étude de *Westberry et al.*, d'où des coefficients bien supérieurs à ceux retrouvés par *Westberry et al.*

Le lien entre l'antéversion fémorale et la rotation de hanche à la marche a été étudié par plusieurs auteurs ; malgré cela, l'analyse des données reste complexe puisque chaque auteur s'est intéressé à des paramètres différents de la rotation de hanche : quand certains se sont intéressés à la rotation moyenne de hanche en phase d'appui (83), d'autres se sont focalisés sur la phase d'appui monopodal seulement (79), ou alors au contact initial et au décolllement des orteils uniquement (84).

La rotation moyenne de hanche sur l'ensemble du cycle de marche est le paramètre étudié par le plus grand nombre d'auteurs (7)(32)(80)(83). La corrélation retrouvée par les différents auteurs est globalement modérée (*Kerr et al.* : $R=0.44$, *Kim et al.* : $R=0.30$, *Lee et al.* : $R=0.39$, *Aktas et al.* : $R^2=0.01$). *Westberry et al.* (79) expliquent dans leur étude que la présence d'une antéversion du col fémoral non réduite a des conséquences biomécaniques importantes pour l'articulation de la hanche. Par définition, cette déformation implique que la tête fémorale se retrouve en avant du plan frontal et donc que le col fémoral ne se trouve plus aligné dans ce même plan mais plutôt dans un plan orienté de quelques degrés en avant. Cela modifie le bras de levier des muscles abducteurs de hanche ; celle-ci, pour compenser cette diminution va se mettre en rotation interne. Cette modification replace le col

fémoral dans le plan frontal et donc de redonne un bras de levier suffisamment puissant aux muscles abducteurs de hanche lors de la marche.

Cependant, la valeur des coefficients de corrélation nous indique qu'une antéversion fémorale importante ne signifie pas qu'il y aura systématiquement une rotation interne de hanche retrouvée à la marche. C'est plutôt l'association de plusieurs facteurs responsables d'une modification du bras de levier musculaire, tels que l'antéversion fémorale, des déséquilibres musculaires, des défauts de sélectivité motrice ou encore des troubles de l'équilibre et de la posture qui en sera à l'origine. Prenons l'exemple du déséquilibre musculaire entre les rotateurs internes et les rotateurs externes de hanche : la faiblesse des muscles rotateurs externes et l'hypertonie des muscles rotateurs internes, constituent un déséquilibre de cette composante dynamique, source de perturbations dans la cinématique de la hanche (6)(7)(86).

En clinique, il est courant d'associer antéversion fémorale et rotation interne de hanche, or ces résultats nous prouvent que ce lien n'est pas si direct et que l'antéversion fémorale n'est pas un bon prédicteur de la rotation de hanche à la marche. Elle est en fait un paramètre parmi tant d'autres, comme par exemple les déséquilibres musculaires, paramètre sur lequel le clinicien peut avoir une action directe. Cela souligne l'importance d'effectuer des bilans cliniques complets afin de pouvoir proposer le traitement le plus adapté à la situation du patient.

L'influence de l'antéversion du col fémoral sur le comportement du pied à la marche a été étudiée par trois auteurs différents (32)(84)(85).

Le lien entre antéversion fémorale et orientation du pied à la marche est faible (32)(84) voir très faible (85) (R compris entre 0.1 et 0.35). En clinique, on s'attend à trouver un lien fort entre antéversion fémorale et rotation interne de hanche à la marche, et donc à retrouver une marche pied en dedans (« in toeing ») le cas échéant. Or, comme nous venons de le voir précédemment, il apparaît dans la littérature que le lien entre antéversion fémorale et rotation de hanche à la marche n'est pas si fort ; ce qui peut expliquer ces faibles valeurs de corrélation entre antéversion fémorale et orientation du pied à la marche.

Lee et al. (32) ont pris comme critère d'évaluation du comportement du pied à la marche l'angle de progression du pied ajusté. Cette mesure prend en compte uniquement le membre inférieur, de l'extrémité proximale du fémur jusqu'au pied. Elle soustrait la rotation du bassin qui peut être influencée par des déséquilibres au niveau du tronc. Dans leur étude, il ressort que, même si l'antéversion fémorale et la torsion tibiale sont les deux paramètres osseux qui semblent influencer le plus l'angle de

progression du pied ajusté, ils ne permettent d'expliquer que 24,7% de ce paramètre de marche. Ainsi, ils viennent conforter les résultats précédents en affirmant que d'autres paramètres tels que les déséquilibres musculaires sont à prendre en compte dans la prise en charge des troubles torsionnels du patients paralysé cérébral marchant.

Ainsi, on peut affirmer que la rotation de hanche à la marche est expliquée en partie par la forme de l'épiphyse proximale du fémur. D'autres déficits sont en cause dans les troubles rotationnels de la marche, et chacun d'eux nécessite un traitement particulier. Le traitement actuellement proposé aux patients paralysés cérébraux marchants souffrant de troubles rotationnels à la marche est souvent chirurgical. Ce traitement, même s'il est prouvé qu'il apporte un bénéfice à l'enfant ne peut se suffire à lui-même. Nous nous devons de proposer un traitement complet prenant en compte l'ensemble des déficits présentés par l'enfant, qui sont responsables d'une altération des contraintes imposées à l'os. La place de la rééducation est centrale dans ce type de prise en charge. En effet, en proposant une rééducation axée sur l'harmonisation des contraintes, par des exercices dynamiques de propulsion en position debout par exemple, cela pourrait permettre d'améliorer la résistance osseuse et donc de limiter l'apparition de déformations osseuses.

La torsion tibiale

Les corrélations les plus fortes sont retrouvées entre la torsion tibiale et la rotation du tibia à la marche. La torsion tibiale correspond à l'angle situé entre les droites passant par les condyles tibiaux et les malléoles tibiales (80); la rotation du tibia à la marche correspond à l'angle situé entre l'extrémité distale du fémur et l'extrémité distale du tibia pendant la marche. D'après *Kim et al.* (80), cette mesure représente la valeur de la torsion tibiale pendant la marche, ce qui peut expliquer les fortes valeurs de corrélation retrouvées entre les deux paramètres.

Pour une mesure de la torsion tibiale identique par scanner, *Aktas et al.* (7) et *Kim et al.* (80) trouvent des corrélations fortes entre torsion et rotation tibiale à la marche ($R=0.62$ et $R=0.70$), alors que *Lee et al.* (32) trouvent une valeur égale à $R=-0.21$. Cette différence s'explique par le fait que *Lee et al.* (32) ont attribué une valeur positive à la rotation externe de genou, alors que *Kim et al.* (80) et *Aktas et al.* (7) ont attribué une valeur négative à ce même paramètre. De plus, on note une différence significative entre les valeurs des rotations de genou des populations de l'étude de

Kim et al. et de celle de *Lee et al.* (14.35 vs 1.7, $p=0.0006$). Les valeurs des torsions tibiales et des rotations de genou sont plus importantes chez *Kim et al.* et *Aktas et al.* que chez *Lee et al.*, ce qui peut s'expliquer par une population 2 à 3 ans plus jeune chez ce dernier, où les déformations n'ont probablement pas eu le temps de se développer autant.

Ces fortes valeurs de corrélation nous permettent de dire que la torsion tibiale semble être un facteur déterminant important de la rotation tibiale pendant la marche. Le peu de rotation présente dans l'articulation du genou permet d'expliquer ces forts coefficients. En effet, contrairement à la hanche qui tolère des mouvements amples dans les trois plans de l'espace, le genou est une articulation charnière qui présente peu d'amplitude en dehors du plan sagittal. Ainsi, l'anatomie articulaire fait que les déformations osseuses seront plus facilement compensées par les muscles au niveau de la hanche qu'au niveau du genou, qui est donc moins influencé par la composante dynamique musculaire.

Le lien entre torsion tibiale et orientation du pied à la marche a été étudié par trois auteurs (32)(85)(86). *Lee et al.* (32) et *Presedo et al.* (85) trouvent une corrélation faible entre ces deux paramètres avec des valeurs allant de $R=-0.24$ à $R=-0.34$. Partant de ces résultats, *Teixeira et al.* (86), n'ont pas pris le FPA comme outil de mesure de l'orientation du pied lors de la marche. En effet, cet outil est une mesure globale, et non spécifique à la forme du tibia. Afin d'exclure les mouvements du bassin, de la hanche et du genou et de connaître l'impact spécifique de la torsion tibiale sur l'orientation du pied à la marche, les auteurs ont préféré utiliser la mesure de la rotation du pied par rapport à la position du genou. Ils trouvent ainsi des corrélations moyennes entre ces deux paramètres, avec des valeurs comprises entre $R=0.44$ et $R=0.56$. D'après les auteurs, les résultats ainsi obtenus suggèrent que ce paramètre reflète mieux la torsion tibiale que le FPA.

Ces résultats ne permettent pas de conclure que la valeur de la torsion tibiale permet de prédire l'orientation du pied à la marche. Comme pour l'articulation de la hanche, l'articulation de la cheville semble être sujette à l'influence d'autres facteurs que le paramètre osseux. Cette information est donc à prendre en compte avant d'envisager de traiter un trouble torsionnel.

Dans la littérature, plusieurs auteurs s'accordent sur le fait que chez l'enfant non pathologique, les défauts de marche sont le reflet de déformations osseuses, car ils trouvent des corrélations importantes entre certains paramètres osseux et certains paramètres de marche (6).

Chez l'enfant paralysé cérébral, aucun auteur ne trouve de corrélation importante entre les paramètres osseux et les paramètres des fonctions de l'appareil locomoteur et liées au mouvement. Cela signifie que d'autres facteurs, absents chez l'enfant non pathologique, influencent les fonctions de l'appareil locomoteur et liées au mouvement. Aktas et al. (7), Teixeira et al. (86) et Carriero et al. (6) s'accordent sur le fait que la présence de facteurs dynamiques tels que la spasticité ou la faiblesse musculaire, défauts de la fonction musculaire et témoins de la lésion cérébrale, ont une influence non négligeable dans les fonctions locomotrices de l'enfant paralysé cérébral. Il serait intéressant de connaître l'impact réel de l'ensemble de ces facteurs sur les différentes fonctions de l'appareil locomoteur et liées au mouvement de l'enfant paralysé cérébral, afin d'ajuster au mieux le traitement proposé à l'enfant.

5.1.2 Corrélations forme osseuse et activité et participation

Aucune donnée cherchant à analyser le lien existant entre la forme des os des membres inférieurs de l'individu paralysé cérébral et l'activité et la participation n'a été trouvée dans la littérature. Il serait pourtant intéressant de connaître ce lien, puisque cela impacte directement la vie quotidienne du patient. Intégrer des outils de mesure de l'activité et de la participation sociale de la population étudiée doit faire partie intégrante de la démarche de recherche scientifique car la prise en charge du patient ne se limite pas à un paramètre spécifique mais entre bien dans une globalité.

La douleur est majoritairement présente dans la PC et présente diverses origines parmi lesquelles on retrouve les troubles orthopédiques (90)(91)(92)(93). Ces douleurs ont de larges conséquences sur l'activité et la participation des sujets paralysés cérébraux. Ainsi, en optimisant la prise en charge des troubles orthopédiques, il serait possible de diminuer la douleur liée à ces troubles et donc d'améliorer l'activité et la participation de la population étudiée. Des études supplémentaires sont nécessaires pour approfondir le sujet.

De plus, le lien faible à modéré retrouvé dans la littérature entre les paramètres osseux et les paramètres des fonctions de l'appareil locomoteur et liées au mouvement nous indique la présence d'une implication multifactorielle entre ces deux

paramètres. Or on sait que fonction motrice et activité et participation sont aussi régies par un modèle impliquant de nombreux paramètres (94)(95)(96). Il serait donc intéressant de connaître le lien qui existe entre forme osseuse et activité et participation chez l'individu paralysé cérébral marchant.

5.2 Les limites de ce travail

En faisant le choix de ne sélectionner que des sujets sans antécédents chirurgicaux, nous passons à côté de données dans les articles faisant le lien entre forme osseuse et activité/participation. En effet, dans ce type d'études, les auteurs peuvent faire le choix de comparer ces paramètres avant et après la chirurgie. Il serait intéressant de poursuivre le travail afin d'approfondir les connaissances à ce sujet.

De plus, en se focalisant uniquement sur les membres inférieurs, on ne tient pas compte de l'implication du tronc dans la marche. En effet, de part son lien anatomique, il peut influencer directement le bassin et indirectement l'ensemble des membres inférieurs. Or on sait que les sujets paralysés cérébraux sont exposés aux déformations rachidiennes, il serait intéressant d'approfondir la question afin de connaître l'impact de la cinématique du rachis sur la marche et/ou la cinématique des membres inférieurs.

5.3 Perspectives

Les résultats recensés sont difficilement comparables car les populations sont souvent différentes : que ce soit au niveau de l'âge ou de l'atteinte motrice. Cette disparité dans les populations explique des valeurs de déformations osseuses parfois bien éloignées. En effet, avec l'âge certaines déformations auront tendance à s'accroître ou au contraire, à s'atténuer. De plus, les auteurs ont souvent utilisé des paramètres différents pour évaluer les fonctions de l'appareil locomoteur et liées au mouvement. Prenons l'exemple des fonctions relatives au type de démarche : la rotation est le seul paramètre cinématique étudié pour l'articulation de la hanche. Pour ce seul critère, dix paramètres cinématiques différents ont été répertoriés dans les études sélectionnées. Tous cela fait que l'ensemble des données récoltées n'a pas pu faire l'objet d'une méta-analyse car les données n'ont pas pu être rassemblées. Ainsi, chaque résultat obtenu n'est valable que pour la population étudiée. Ce manque d'homogénéité empêche donc toute mise en commun des bases de données. Or cela

permettrait de réaliser des études à grande échelle et permettrait de répondre à ces questions.

Ce qui ressort de ce travail de recherche est l'absence d'une vision globale, tant concernant le paramètre osseux que le paramètre des fonctions de l'appareil locomoteur et liées au mouvement. En effet, prenons l'exemple du fémur où seule la partie proximale de cet os a été étudiée, l'antéversion du col fémoral le plus souvent. De plus, dans les fonctions relatives au type de démarche, les troubles recensés concernent essentiellement le plan transversal. Il aurait été pertinent d'avoir une vision globale de la marche des enfants étudiés, par l'intermédiaire d'un score global de la marche comme le Gait Deviation Index (GDI) par exemple. De la même façon, il serait intéressant de réfléchir à un score de morphologie osseuse global qui refléterait l'anatomie globale du sujet de façon.

Conclusion

L'objectif de ce travail était de connaître l'état actuel des connaissances sur le lien qui existe entre la forme osseuse des membres inférieurs et la faculté locomotrice de la personne paralysée cérébrale marchante, par le biais d'une revue systématique de la littérature.

Il existe bien un lien de corrélation entre certaines déformations osseuses et certaines fonctions de l'appareil locomoteur et liées au mouvement chez le sujet paralysé cérébral marchant. Cependant, les valeurs retrouvées sont faibles à modérées selon les paramètres comparés. Cela signifie que le paramètre osseux n'est pas le seul facteur à influencer la fonction locomotrice, mais que plusieurs paramètres sont impliqués, tels que les facteurs dynamiques (déséquilibres musculaires, défaut de sélectivité motrice, etc.).

L'hétérogénéité des méthodes d'évaluation nous empêche de rassembler les données pour en faire une méta-analyse.

Les deux déformations osseuses les plus étudiées sont la torsion tibiale et l'antéversion fémorale. Les valeurs des corrélations retrouvées sont faibles à modérées entre ces déformations osseuses et certaines fonctions de l'appareil locomoteur et liées au mouvement.

L'analyse de la littérature ne nous a pas fourni d'informations concernant le lien entre forme osseuse et activité et participation du sujet paralysé cérébral marchant. De plus, les informations obtenues sont très analytiques.

De nouvelles études seraient nécessaires afin d'avoir une vision plus globale ; à la fois de la morphologie des membres inférieurs étudiés et de la fonction locomotrice, de l'activité et de la participation.

Bibliographie

1. Surveillance of Cerebral Palsy in Europe. Surveillance of cerebral palsy in Europe: a collaboration of cerebral palsy surveys and registers. Surveillance of Cerebral Palsy in Europe (SCPE). *Dev Med Child Neurol*. déc 2000;42(12):816-24.
2. Graham HK, Rosenbaum P, Paneth N, Dan B, Lin J-P, Damiano DL, et al. Cerebral palsy. *Nat Rev Dis Primer*. 07 2016;2:15082.
3. Weltgesundheitsorganisation, éditeur. Classification internationale du fonctionnement, du handicap et de la santé: CIF. Genève; 2001. 304 p.
4. Novak I, McIntyre S, Morgan C, Campbell L, Dark L, Morton N, et al. A systematic review of interventions for children with cerebral palsy: state of the evidence. *Dev Med Child Neurol*. oct 2013;55(10):885-910.
5. Damiano DL. Activity, activity, activity: rethinking our physical therapy approach to cerebral palsy. *Phys Ther*. nov 2006;86(11):1534-40.
6. Carriero A, Zavatsky A, Stebbins J, Theologis T, Shefelbine SJ. Correlation between lower limb bone morphology and gait characteristics in children with spastic diplegic cerebral palsy. *J Pediatr Orthop*. févr 2009;29(1):73-9.
7. Aktas S, Aiona MD, Orendurff M. Evaluation of rotational gait abnormality in the patients cerebral palsy. *J Pediatr Orthop*. avr 2000;20(2):217-20.
8. Rosenbaum P, Paneth N, Leviton A, Goldstein M, Bax M, Damiano D, et al. A report: the definition and classification of cerebral palsy April 2006. *Dev Med Child Neurol Suppl*. févr 2007;109:8-14.
9. Novak I, Hines M, Goldsmith S, Barclay R. Clinical Prognostic Messages From a Systematic Review on Cerebral Palsy. *PEDIATRICS*. 1 nov 2012;130(5):e1285-312.
10. Truscelli D, De Barbot F, Bernardeau C, Cataix-Nègre E, Guillot I, Khouri N, et al. Comprendre la paralysie cérébrale et les troubles associés – Évaluations et traitements. Elsevier Masson; 2017. 496 p.
11. Kuban KCK, Allred EN, O'Shea TM, Paneth N, Pagano M, Dammann O, et al. Cranial ultrasound lesions in the NICU predict cerebral palsy at age 2 years in children born at extremely low gestational age. *J Child Neurol*. janv 2009;24(1):63-72.
12. Rethlefsen SA, Ryan DD, Kay RM. Classification systems in cerebral palsy. *Orthop Clin North Am*. oct 2010;41(4):457-67.
13. Sanger TD, Delgado MR, Gaebler-Spira D, Hallett M, Mink JW, Task Force on Childhood Motor Disorders. Classification and definition of disorders causing hypertonia in childhood. *Pediatrics*. janv 2003;111(1):e89-97.
14. Sanger TD, Chen D, Delgado MR, Gaebler-Spira D, Hallett M, Mink JW, et al. Definition and classification of negative motor signs in childhood. *Pediatrics*. nov 2006;118(5):2159-67.

15. Palisano R, Rosenbaum P, Walter S, Russell D, Wood E, Galuppi B. Development and reliability of a system to classify gross motor function in children with cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol.* avr 1997;39(4):214-23.
16. Bax M, Goldstein M, Rosenbaum P, Leviton A, Paneth N, Dan B, et al. Proposed definition and classification of cerebral palsy, April 2005. *Dev Med Child Neurol.* août 2005;47(8):571-6.
17. Palisano RJ, Rosenbaum P, Bartlett D, Livingston MH. Content validity of the expanded and revised Gross Motor Function Classification System. *Dev Med Child Neurol.* oct 2008;50(10):744-50.
18. McCormick A, Brien M, Plourde J, Wood E, Rosenbaum P, McLean J. Stability of the Gross Motor Function Classification System in adults with cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol.* avr 2007;49(4):265-9.
19. Rose J, Haskell WL, Gamble JG, Hamilton RL, Brown DA, Rinsky L. Muscle pathology and clinical measures of disability in children with cerebral palsy. *J Orthop Res Off Publ Orthop Res Soc.* nov 1994;12(6):758-68.
20. Lieber RL, Fridén J. Functional and clinical significance of skeletal muscle architecture. *Muscle Nerve.* nov 2000;23(11):1647-66.
21. Leonard J, Graham HK. Botulinum Toxin: Therapeutic Clinical Practice and Science. Saunders Elsevier. Jankovic, J.; 2009. 172-191 p.
22. Graham HK. Management of the Motor Disorders of Children with Cerebral Palsy. Mac Keith Press. 2004.
23. Kerr Graham H, Selber P. Musculoskeletal aspects of cerebral palsy. *J Bone Joint Surg Br.* mars 2003;85(2):157-66.
24. Rieger R. Modélisation mécano-biologique par éléments finis de l'os trabéculaire: des activités cellulaires au remodelage osseux. Autre. Université d'Orléans, 2011. Français. NNT: 2011ORLE2052. tel-00703240. 2011.
25. Carter DR, Orr TE, Fyhrie DP, Schurman DJ. Influences of mechanical stress on prenatal and postnatal skeletal development. *Clin Orthop.* juin 1987;(219):237-50.
26. Ireland A, Saunders FR, Muthuri SG, Pavlova AV, Hardy RJ, Martin KR, et al. Age at Onset of Walking in Infancy Is Associated With Hip Shape in Early Old Age. *J Bone Miner Res Off J Am Soc Bone Miner Res.* mars 2019;34(3):455-63.
27. Robin J, Graham HK, Selber P, Dobson F, Smith K, Baker R. Proximal femoral geometry in cerebral palsy: a population-based cross-sectional study. *J Bone Joint Surg Br.* oct 2008;90(10):1372-9.
28. Armand S, Decoulon G, Bonnefoy-Mazure A. Gait analysis in children with cerebral palsy. *EFORT Open Rev.* déc 2016;1(12):448-60.
29. Massaad A, Assi A, Bakouny Z, Sauret C, Khalil N, Skalli W, et al. Three-dimensional evaluation of skeletal deformities of the pelvis and lower limbs in ambulant children with cerebral palsy. *Gait Posture.* sept 2016;49:102-7.

30. Dunlap K, Shands AR, Hollister LC, Gaul JS, Streit HA. A new method for determination of torsion of the femur. *J Bone Joint Surg Am.* avr 1953;35-A(2):289-311.
31. Gose S, Sakai T, Shibata T, Murase T, Yoshikawa H, Sugamoto K. Morphometric analysis of the femur in cerebral palsy: 3-dimensional CT study. *J Pediatr Orthop.* sept 2010;30(6):568-74.
32. Lee KM, Chung CY, Sung KH, Kim TW, Lee SY, Park MS. Femoral anteversion and tibial torsion only explain 25% of variance in regression analysis of foot progression angle in children with diplegic cerebral palsy. *J NeuroEngineering Rehabil.* 2013;10(1):56.
33. Lee SH, Chung CY, Park MS, Choi IH, Cho T-J. Tibial torsion in cerebral palsy: validity and reliability of measurement. *Clin Orthop.* août 2009;467(8):2098-104.
34. Staheli LT, Duncan WR, Schaefer E. Growth alterations in the hemiplegic child. A study of femoral anteversion, neck-shaft angle, hip rotation, C.E. angle, limb length and circumference in 50 hemiplegic children. *Clin Orthop.* oct 1968;60:205-12.
35. Gage JR, DeLuca PA, Renshaw TS. Gait analysis: principle and applications with emphasis on its use in cerebral palsy. *Instr Course Lect.* 1996;45:491-507.
36. Arkin AM, Katz JF. The effects of pressure on epiphyseal growth; the mechanism of plasticity of growing bone. *J Bone Joint Surg Am.* oct 1956;38-A(5):1056-76.
37. Selber P, Filho ER, Dallalana R, Pirpiris M, Natrass GR, Graham HK. Supramalleolar derotation osteotomy of the tibia, with T plate fixation. Technique and results in patients with neuromuscular disease. *J Bone Joint Surg Br.* nov 2004;86(8):1170-5.
38. Stefko RM, de Swart RJ, Dodgin DA, Wyatt MP, Kaufman KR, Sutherland DH, et al. Kinematic and kinetic analysis of distal derotational osteotomy of the leg in children with cerebral palsy. *J Pediatr Orthop.* févr 1998;18(1):81-7.
39. Edwards TA, Theologis T, Wright J. Predictors affecting outcome after single-event multilevel surgery in children with cerebral palsy: a systematic review. *Dev Med Child Neurol.* 2018;60(12):1201-8.
40. Lamberts RP, Burger M, du Toit J, Langerak NG. A Systematic Review of the Effects of Single-Event Multilevel Surgery on Gait Parameters in Children with Spastic Cerebral Palsy. *PloS One.* 2016;11(10):e0164686.
41. McGinley JL, Dobson F, Ganeshalingam R, Shore BJ, Rutz E, Graham HK. Single-event multilevel surgery for children with cerebral palsy: a systematic review. *Dev Med Child Neurol.* févr 2012;54(2):117-28.
42. Soo B, Howard JJ, Boyd RN, Reid SM, Lanigan A, Wolfe R, et al. Hip displacement in cerebral palsy. *J Bone Joint Surg Am.* janv 2006;88(1):121-9.
43. Chung CY, Lee KM, Park MS, Lee SH, Choi IH, Cho T-J. Validity and reliability of measuring femoral anteversion and neck-shaft angle in patients with cerebral palsy. *J Bone Joint Surg Am.* mai 2010;92(5):1195-205.

44. Pons C, Rémy-Néris O, Médée B, Brochard S. Validity and reliability of radiological methods to assess proximal hip geometry in children with cerebral palsy: a systematic review. *Dev Med Child Neurol.* déc 2013;55(12):1089-102.
45. Ruwe PA, Gage JR, Ozonoff MB, DeLuca PA. Clinical determination of femoral anteversion. A comparison with established techniques. *J Bone Joint Surg Am.* juill 1992;74(6):820-30.
46. Tomczak RJ, Guenther KP, Rieber A, Mergo P, Ros PR, Brambs HJ. MR imaging measurement of the femoral antetorsional angle as a new technique: comparison with CT in children and adults. *AJR Am J Roentgenol.* mars 1997;168(3):791-4.
47. Terjesen T, Anda S, Rønningen H. Ultrasound examination for measurement of femoral anteversion in children. *Skeletal Radiol.* 1993;22(1):33-6.
48. Dubousset J, Charpak G, Dorion I, Skalli W, Lavaste F, Deguise J, et al. [A new 2D and 3D imaging approach to musculoskeletal physiology and pathology with low-dose radiation and the standing position: the EOS system]. *Bull Acad Natl Med.* févr 2005;189(2):287-297-300.
49. Buck FM, Guggenberger R, Koch PP, Pfirrmann CWA. Femoral and tibial torsion measurements with 3D models based on low-dose biplanar radiographs in comparison with standard CT measurements. *AJR Am J Roentgenol.* nov 2012;199(5):W607-612.
50. Assi A, Chaibi Y, Presedo A, Dubousset J, Ghanem I, Skalli W. Three-dimensional reconstructions for asymptomatic and cerebral palsy children's lower limbs using a biplanar X-ray system: a feasibility study. *Eur J Radiol.* déc 2013;82(12):2359-64.
51. Thépaut M, Brochard S, Leboucher J, Lempereur M, Stindel E, Tissot V, et al. Measuring physiological and pathological femoral anteversion using a biplanar low-dose X-ray system: validity, reliability, and discriminative ability in cerebral palsy. *Skeletal Radiol.* févr 2016;45(2):243-50.
52. Folinais D, Thelen P, Delin C, Radier C, Catonne Y, Lazennec JY. Measuring femoral and rotational alignment: EOS system versus computed tomography. *Orthop Traumatol Surg Res OTSR.* sept 2013;99(5):509-16.
53. Rethlefsen SA, Blumstein G, Kay RM, Dorey F, Wren TAL. Prevalence of specific gait abnormalities in children with cerebral palsy revisited: influence of age, prior surgery, and Gross Motor Function Classification System level. *Dev Med Child Neurol.* janv 2017;59(1):79-88.
54. Gorter JW, Rosenbaum PL, Hanna SE, Palisano RJ, Bartlett DJ, Russell DJ, et al. Limb distribution, motor impairment, and functional classification of cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol.* 13 févr 2007;46(7):461-7.
55. Lofterød B, Terjesen T, Skaaret I, Huse A-B, Jahnsen R. Preoperative gait analysis has a substantial effect on orthopedic decision making in children with cerebral palsy: comparison between clinical evaluation and gait analysis in 60 patients. *Acta Orthop.* févr 2007;78(1):74-80.
56. Kay RM, Dennis S, Rethlefsen S, Reynolds RA, Skaggs DL, Tolo VT. The effect of preoperative gait analysis on orthopaedic decision making. *Clin Orthop.* mars 2000;(372):217-22.

57. DeLuca PA, Davis RB, Ounpuu S, Rose S, Sirkin R. Alterations in surgical decision making in patients with cerebral palsy based on three-dimensional gait analysis. *J Pediatr Orthop.* oct 1997;17(5):608-14.
58. Narayanan UG. The role of gait analysis in the orthopaedic management of ambulatory cerebral palsy. *Curr Opin Pediatr.* févr 2007;19(1):38-43.
59. Wren TAL, Gorton GE, Ounpuu S, Tucker CA. Efficacy of clinical gait analysis: A systematic review. *Gait Posture.* juin 2011;34(2):149-53.
60. Schwartz MH, Viehweger E, Stout J, Novacheck TF, Gage JR. Comprehensive Treatment of Ambulatory Children With Cerebral Palsy : an outcome assessment. *J Pediatr Orthop.* févr 2004;24(1):45-53.
61. Baker R, McGinley JL, Schwartz MH, Beynon S, Rozumalski A, Graham HK, et al. The gait profile score and movement analysis profile. *Gait Posture.* oct 2009;30(3):265-9.
62. Schwartz MH, Rozumalski A. The Gait Deviation Index: a new comprehensive index of gait pathology. *Gait Posture.* oct 2008;28(3):351-7.
63. Desloovere K, Molenaers G, Feys H, Huenaerts C, Callewaert B, Walle PV de. Do dynamic and static clinical measurements correlate with gait analysis parameters in children with cerebral palsy? *Gait Posture.* nov 2006;24(3):302-13.
64. Holsbeeke L, Ketelaar M, Schoemaker MM, Gorter JW. Capacity, Capability, and Performance: Different Constructs or Three of a Kind? *Arch Phys Med Rehabil.* mai 2009;90(5):849-55.
65. Haley SM, Coster WJ, Dumas HM, Fragala-Pinkham MA, Kramer J, Ni P, et al. Accuracy and precision of the Pediatric Evaluation of Disability Inventory computer-adaptive tests (PEDI-CAT): Accuracy of the PEDI-CAT. *Dev Med Child Neurol.* déc 2011;53(12):1100-6.
66. Kim K, Kang JY, Jang D-H. Relationship Between Mobility and Self-Care Activity in Children With Cerebral Palsy. *Ann Rehabil Med.* 2017;41(2):266.
67. Voorman JM, Dallmeijer AJ, Schuengel C, Knol DL, Lankhorst GJ, Becher JG. Activities and participation of 9- to 13-year-old children with cerebral palsy. *Clin Rehabil.* nov 2006;20(11):937-48.
68. Ostensjø S, Carlberg EB, Vøllestad NK. Motor impairments in young children with cerebral palsy: relationship to gross motor function and everyday activities. *Dev Med Child Neurol.* sept 2004;46(9):580-9.
69. Dickinson HO, Parkinson KN, Ravens-Sieberer U, Schirripa G, Thyen U, Arnaud C, et al. Self-reported quality of life of 8-12-year-old children with cerebral palsy: a cross-sectional European study. *Lancet Lond Engl.* 30 juin 2007;369(9580):2171-8.
70. Colver A, Rapp M, Eisemann N, Ehlinger V, Thyen U, Dickinson HO, et al. Self-reported quality of life of adolescents with cerebral palsy: a cross-sectional and longitudinal analysis. *The Lancet.* févr 2015;385(9969):705-16.

71. Majnemer A, Shevell M, Law M, Birnbaum R, Chilingaryan G, Rosenbaum P, et al. Participation and enjoyment of leisure activities in school-aged children with cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol*. oct 2008;50(10):751-8.
72. Orlin MN, Palisano RJ, Chiarello LA, Kang L-J, Polansky M, Almasri N, et al. Participation in home, extracurricular, and community activities among children and young people with cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol*. févr 2010;52(2):160-6.
73. Gedda M. Traduction française des lignes directrices PRISMA pour l'écriture et la lecture des revues systématiques et des méta-analyses. *Kinésithérapie Rev*. janv 2015;15(157):39-44.
74. Feldman AB, Haley SM, Coryell J. Concurrent and construct validity of the Pediatric Evaluation of Disability Inventory. *Phys Ther*. oct 1990;70(10):602-10.
75. Zeng X, Zhang Y, Kwong JSW, Zhang C, Li S, Sun F, et al. The methodological quality assessment tools for preclinical and clinical studies, systematic review and meta-analysis, and clinical practice guideline: a systematic review: Methodological quality assessment tools. *J Evid-Based Med*. févr 2015;8(1):2-10.
76. Moola S, Munn Z, Tufanaru C, Aromataris E, Sears K, Sfetcu R, Currie M, Qureshi R, Mattis P, Lisy K, Mu P-F. Chapter 7: Systematic reviews of etiology and risk. In: Aromataris E, Munn Z (Editors). *Joanna Briggs Institute Reviewer's Manual*. The Joanna Briggs Institute, 2017. Available from: <https://reviewersmanual.joannabriggs.org/>
77. Dekkers OM, Egger M, Altman DG, Vandenbroucke JP. Distinguishing case series from cohort studies. *Ann Intern Med*. 3 janv 2012;156(1 Pt 1):37-40.
78. Geraedts VJ, Boon LI, Marinus J, Gouw AA, van Hilten JJ, Stam CJ, et al. Clinical correlates of quantitative EEG in Parkinson disease: A systematic review. *Neurology*. 6 nov 2018;91(19):871-83.
79. Westberry DE, Wack LI, Davis RB, Hardin JW. Femoral anteversion assessment: Comparison of physical examination, gait analysis, and EOS biplanar radiography. *Gait Posture*. mai 2018;62:285-90.
80. Kim HY, Cha YH, Chun YS, Shin HS. Correlation of the torsion values measured by rotational profile, kinematics, and CT study in CP patients. *Gait Posture*. sept 2017;57:241-5.
81. Cho Y, Park ES, Park HK, Park JE, Rha D. Determinants of Hip and Femoral Deformities in Children With Spastic Cerebral Palsy. *Ann Rehabil Med*. 2018;42(2):277.
82. Karabicak GO, Balci NC, Gulsen M, Ozturk B, Cetin N. The effect of postural control and balance on femoral anteversion in children with spastic cerebral palsy. *J Phys Ther Sci*. juin 2016;28(6):1696-700.
83. Kerr AM, Kirtley SJ, Hillman SJ, van der Linden ML, Hazlewood ME, Robb JE. The mid-point of passive hip rotation range is an indicator of hip rotation in gait in cerebral palsy. *Gait Posture*. févr 2003;17(1):88-91.

84. Desloovere K, Molenaers G, Feys H, Huenaerts C, Callewaert B, Walle PV de. Do dynamic and static clinical measurements correlate with gait analysis parameters in children with cerebral palsy? *Gait Posture*. nov 2006;24(3):302-13.
85. Presedo A, Simon A-L, Mallet C, Ilharreborde B, Mazda K, Pennecot G-F. Correlation between transverse plan kinematics and foot progression angle in children with spastic diplegia: *J Pediatr Orthop B*. mai 2017;26(3):211-6.
86. Teixeira FB, Ramalho Júnior A, Morais Filho MC de, Speciali DS, Kawamura CM, Lopes JAF, et al. Correlation between physical examination and three-dimensional gait analysis in the assessment of rotational abnormalities in children with cerebral palsy. *Einstein São Paulo [Internet]*. 7 mai 2018 [cité 21 janv 2019];16(1). Disponible sur: http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1679-45082018000100214&lng=en&tlng=en
87. Gottschalk HP, Karol LA, Jeans KA. Gait analysis of children treated for moderate clubfoot with physical therapy versus the Ponseti cast technique. *J Pediatr Orthop*. mai 2010;30(3):235-9.
88. Bosmans L, Wesseling M, Desloovere K, Molenaers G, Scheys L, Jonkers I. Hip contact force in presence of aberrant bone geometry during normal and pathological gait: FEMORAL GEOMETRY CHANGES HIP LOADING. *J Orthop Res*. nov 2014;32(11):1406-15.
89. Wong M, Carter DR. Mechanical stress and morphogenetic endochondral ossification of the sternum. *J Bone Joint Surg Am*. août 1988;70(7):992-1000.
90. McKearnan KA, Kieckhefer GM, Engel JM, Jensen MP, Labyak S. Pain in children with cerebral palsy: a review. *J Neurosci Nurs J Am Assoc Neurosci Nurses*. oct 2004;36(5):252-9.
91. Houlihan CM, O'Donnell M, Conaway M, Stevenson RD. Bodily pain and health-related quality of life in children with cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol*. mai 2004;46(5):305-10.
92. Vogtle LK. Pain in adults with cerebral palsy: impact and solutions. *Dev Med Child Neurol*. oct 2009;51:113-21.
93. Engel JM, Petrina TJ, Dudgeon BJ, McKearnan KA. Cerebral palsy and chronic pain: a descriptive study of children and adolescents. *Phys Occup Ther Pediatr*. 2005;25(4):73-84.
94. Beckung E, Hagberg G. Neuroimpairments, activity limitations, and participation restrictions in children with cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol*. mai 2002;44(5):309-16.
95. Ostensjø S, Carlberg EB, Vøllestad NK. Motor impairments in young children with cerebral palsy: relationship to gross motor function and everyday activities. *Dev Med Child Neurol*. sept 2004;46(9):580-9.
96. Monbaliu E, De Cock P, Mailleux L, Dan B, Feys H. The relationship of dystonia and choreoathetosis with activity, participation and quality of life in children and youth with dyskinetic cerebral palsy. *Eur J Paediatr Neurol EJPN Off J Eur Paediatr Neurol Soc*. mars 2017;21(2):327-35.

Annexes

<i>Annexe I : Mots clés</i>	64
<i>Annexe II : Équations de recherche</i>	65
<i>Annexe III : Flow-chart</i>	66
<i>Annexe IV : Échelle « JBI Critical Appraisal Checklist for Case Series » modifiée</i>	67
<i>Annexe V : Résultats présentés par fonctions de l'appareil locomoteur et liées au mouvement</i>	69
<i>Annexe VI : Évaluation qualité méthodologique des articles</i>	77

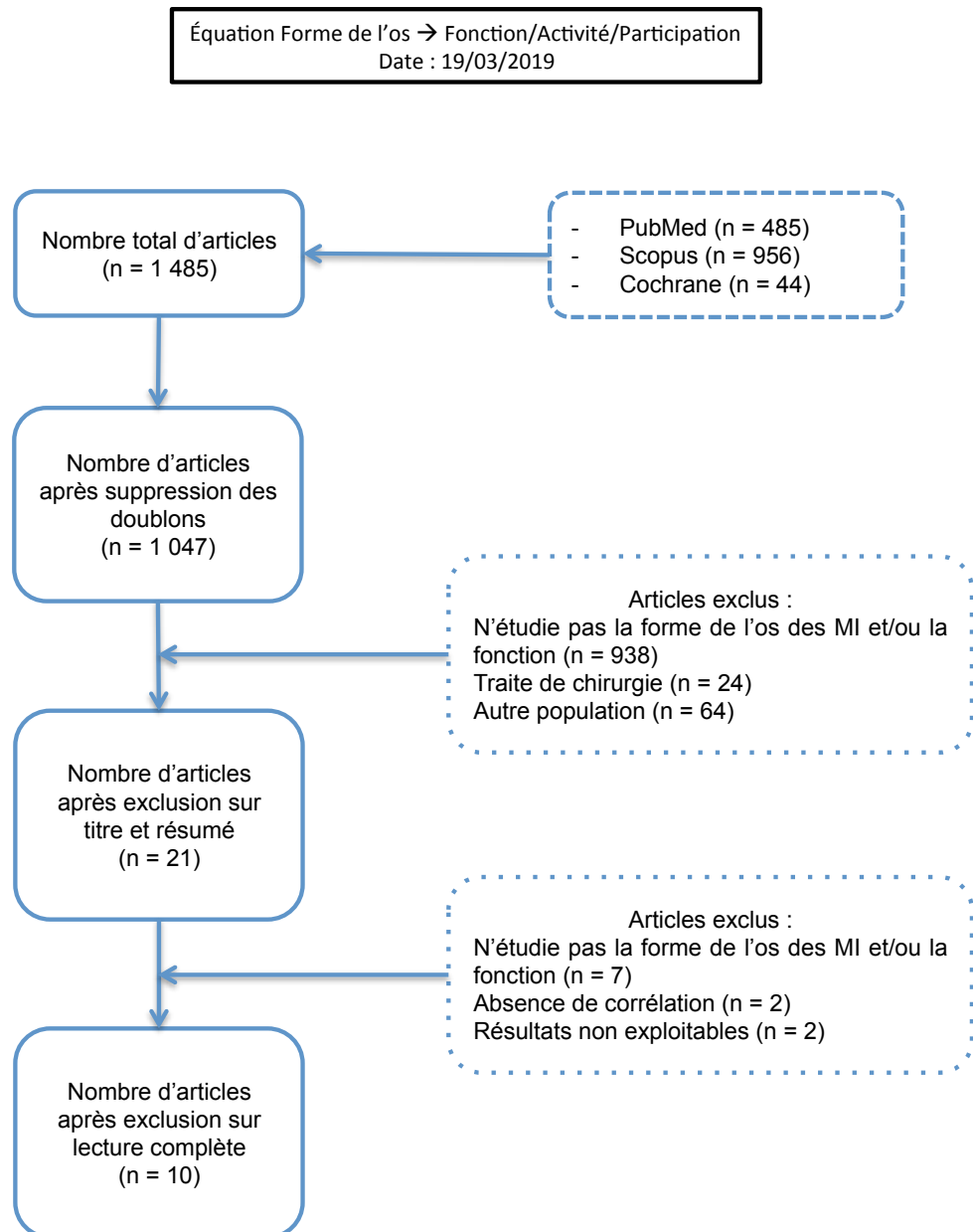
Annexe I : Mots clés

	Text word	MeSH
Paralysie Cérébrale	"Cerebral Pals*"	"cerebral palsy"[MeSH Terms]
Os	Bone* OR deform* OR morpholog* OR shape* OR femur OR femor* OR tibia* OR foot OR torsion* OR rotation* OR anteversion OR "bicondylar angle" OR "neck-shaft angle" OR "lower limb"	"Bone and Bones"[Mesh] OR "Bone Anteversion"[Mesh] OR "Bone Malalignment"[Mesh] OR "Bone Development"[Mesh] OR "Pelvic Bones"[Mesh] OR "Leg Bones"[Mesh] OR "Hip"[Mesh] OR "Hip Joint"[Mesh] OR "Femur"[Mesh] OR "Femur Neck"[Mesh] OR "Femur Head"[Mesh] OR "Tibia"[Mesh] OR "Torsion Abnormality"[Mesh] OR "Foot Deformities"[Mesh]
Fonction	gait OR walk* OR ambulat* OR stand* OR run* OR jump* OR "motor capacity" OR "motor capability" OR "range of motion" OR "ROM" OR strength OR spasticity OR "motor control" OR "selective motor control" OR "postural control" OR speed OR balance	Walking[Mesh] OR "Gait Disorders, Neurologic"[Mesh] OR "Mobility Limitation"[Mesh] OR "Postural Balance"[Mesh] OR "Walking Speed"[Mesh] OR "Range of Motion, Articular"[Mesh] OR "Biomechanical Phenomena"[Mesh]
Activité	activit* OR "daily life" OR "functional disabilit*" OR mobility OR performance OR "walk* test*"	"Activities of Daily Living"[Mesh] OR "Walk Test"[Mesh]
Participation	Participation OR leisure* OR game* OR integration OR inclusion OR insertion	"Social Participation"[Mesh] OR "Leisure Activities"[Mesh]
Type d'étude	correlation* OR association* OR predict* OR regression* OR relationship* OR "multivariable analysis"	

Annexe II : Équations de recherche

Au 19 mars 2019					
N° d'équation	Équation	PubMed	Scopus	Cochrane	Total
1	PC	19 353	37 530	1 170	
2	Forme de l'os	2 481 124	5 918 421	84 633	
3	Fonction	2 955 372	8 372 824	234 632	
4	Activité	3 973 070	10 777 706	190 831	
5	Participation	937 901	2 302 746	76 398	
6	Type d'étude	4 852 201	11 591 841	260 013	
7	3 OR 4 OR 5	6 914 939	18 918 268	392 680	
8	1 AND 2 AND (3 OR 4 OR 5) AND 6	485	956	44	1 485

Annexe III : Flow-chart



Annexe IV : Échelle « JBI Critical Appraisal Checklist for Case Series » modifiée

1. Were there clear criteria for inclusion in the case series ?	Yes	2
	Unclear	1
	No	0
	Not applicable	0
2. Was the condition (CP) measured in a standard, reliable way for all participants included in the case series ?	Yes	2
	Unclear	1
	No	0
	Not applicable	0
3. Were valid methods used for identification of the condition (CP) for all participants included in the case series ?	Yes	2
	Unclear	1
	No	0
	Not applicable	0
4. Did the case series have consecutive inclusion of participants ?	Yes	2
	Unclear	1
	No	0
	Not applicable	0
5. Did the case series have complete inclusion of participants ?	Yes	2
	Unclear	1
	No	0
	Not applicable	0
6. Was there clear reporting of the demographics of the participants in the study ? (taille, poids, sexe...)	Yes	2
	Unclear	1
	No	0
	Not applicable	0
7. Was there clear reporting of clinical information of the participants ? (mesures spécifiques: localisation symptômes, GMFCS selon topographie)	Yes	2
	Unclear	1
	No	0
	Not applicable	0
8. Was the measure of bone morphology clearly reported ?	Yes	2
	Unclear	1
	No	0
	Not applicable	0
9. Was the validity of measure of bone morphology clearly reported?	Yes	2
	Unclear	1
	No	0
	Not applicable	0
10. Was the measure of function clearly reported ?	Yes	2
	Unclear	1
	No	0
	Not applicable	0

11. Was the validity of measure of function clearly reported?	Yes	2
	Unclear	1
	No	0
	Not applicable	0
12. Was there clear reporting of the presenting site(s)/clinic(s) demographic information ? (l'endroit d'où viennent les données)	Yes	2
	Unclear	1
	No	0
	Not applicable	0
13. Was the description of statistical test choice reported ? (outil adapté + conditions d'utilisation reportées = choix de l'outil)	Yes	2
	Unclear	1
	No	0
	Not applicable	0
14. Was the description of correlation analysis criteria reported?	Yes	2
	Unclear	1
	No	0
	Not applicable	0

Total (/28)

Annexe V : Résultats présentés par fonctions de l'appareil locomoteur et liées au mouvement

b710 Fonctions relatives à la mobilité des articulations		
	Internal hip rotation (PE)	External hip rotation (PE)
Femoral anteversion (EOS)	0.25 (Westberry 2018)	-0.30 (Westberry 2018)
Femoral anteversion (CT scan)	0.69 (Kim 2016)	0.52 (Kim 2016)

b 750 Fonctions relatives aux réflexes moteurs				
	Spasticity of hamstring muscles: R1	Spasticity of hamstring muscles: R2	Spasticity of adductor muscles: R1 with knee extension	Spasticity of adductor muscles: R2 with knee extension
Migration percentage (radio)	0.19 (Cho 2018)	-0.01 (Cho 2018)	-0.27 (Cho 2018)	-0.12 (Cho 2018)
NSA (radio)	0.25 (Cho 2018)	0.18 (Cho 2018)	-0.45* (Cho 2018)	-0.56* (Cho 2018)
Femoral torsion (CT scan)	-0.20 (Cho 2018)	0.07 (Cho 2018)	0.14 (Cho 2018)	0.17 (Cho 2018)

b750 Fonctions relatives aux réflexes moteurs (suite)		
	Spasticity of adductor muscles: R1 with knee flexion	Spasticity of adductor muscles: R2 with knee flexion
Migration percentage (radio)	-0.38* (Cho 2018)	-0.05 (Cho 2018)
NSA (radio)	-0.48* (Cho 2018)	-0.36* (Cho 2018)
Femoral torsion (CT scan)	0.07 (Cho 2018)	0.16 (Cho 2018)

b 755 Fonctions relatives aux réactions motrices involontaires	
Static motion (3DGA)	
Femoral anteversion (EOS)	0.12 (Westberry 2018)
Femoral anteversion (PE)	

b 755 Fonctions relatives aux réactions motrices involontaires (suite)					
	Total TCMS	TCMS - Static sitting balance	TCMS - Selective movement control	TCMS - Dynamic reaching	PBS
Femoral anteversion (EOS)					
Femoral anteversion (PE)	0.28 (Karabicak 2016)	0.07 (Karabicak 2016)	0.26 (Karabicak 2016)	0.46 (Karabicak 2016)	0.25 (Karabicak 2016)

		b770 Fonctions relatives au type de démarche
		Bassin
Paramètres osseux		Rotation du 71lini (moyenne)
Antéversion fémorale	Mesurée par EOS®	
	Mesurée en clinique	
	Mesurée par scanner	-0.29 (Lee 2013)
Torsion tibiale	Mesurée en 71linique (Axe transmalléolaire G)	
	Mesurée en 71linique (Axe transmalléolaire D)	
	Mesurée en 71linique (Axe transmalléolaire)	
	Mesurée en 71linique (Angle transmalléolaire)	
	Mesurée par scanner	0.06 (Lee 2013)
	Mesurée en 71linique (angle cuisse-pied)	

		b770 Fonctions relatives au type de démarche				
		Hanche				
Paramètres osseux		Rotation moyenne de hanche en phase d'appui unipodal (dynamic motion)	Rotation moyenne de hanche en phase d'appui	Rotation moyenne de hanche	Rotation de hanche au contact initial	Rotation de hanche au décollement des orteils
Antéversion fémorale	Mesurée par EOS®	0.07 (Westberry 2018)				
	Mesurée en clinique		0.46 (Kerr 2003)	0.44 (Kerr 2003)	0.28 (Desloovere 2006)	0.29 (Desloovere 2006)
	Mesurée par scanner			0.30 (Kim 2017) 0.385 (Lee 2013) 0.01 (R ²) (Aktas 2000)		
Torsion tibiale	Mesurée en clinique (Axe transmalléolaire G)					
	Mesurée en clinique (Axe transmalléolaire D)					
	Mesurée en clinique (Axe transmalléolaire)					
	Mesurée en clinique (Angle transmalléolaire)					
	Mesurée par scanner			0.22 (Lee 2013)		
	Mesurée en clinique (angle cuisse-pied)					

		b770 Fonctions relatives au type de démarche			
		Hanche (suite)			
Paramètres osseux		RI max de hanche tout au long du cycle de marche (maxIR)	RE max de hanche en phase d'appui (maxIRst)	RE max de hanche tout au long du cycle de marche (minIR)	RE max de hanche en phase d'appui (minIRst)
Antéversion fémorale	Mesurée par EOS®				
	Mesurée en clinique	0.43 (Kerr 2003)	0.47 (Kerr 2003)	0.46 (Kerr 2003)	0.46 (Kerr 2003)
	Mesurée par scanner				
Torsion tibiale	Mesurée en clinique (Axe transmalléolaire G)				
	Mesurée en clinique (Axe transmalléolaire D)				
	Mesurée en clinique (Axe transmalléolaire)				
	Mesurée en clinique (Angle transmalléolaire)				
	Mesurée par scanner				
	Mesurée en clinique (angle cuisse-pied)				

		b770 Fonctions relatives au type de démarche
		Genou
Paramètres osseux		Rotation genou (moyenne)
Antéversion fémorale	Mesurée par EOS®	
	Mesurée en clinique	
	Mesurée par scanner	0.05 (Lee 2013)
Torsion tibiale	Mesurée en clinique (Axe transmalléolaire G)	
	Mesurée en clinique (Axe transmalléolaire D)	
	Mesurée en clinique (Axe transmalléolaire)	0.65 (R²) (Aktas 2000)
	Mesurée en clinique (Angle transmalléolaire)	
	Mesurée par scanner	0.62 (Kim 2017) -0.21 (Lee 2013) 0.7 (R²) (Aktas 2000)
	Mesurée en clinique (angle cuisse-pied)	0.72 (Kim 2017) 0.61 (R²) (Aktas 2000)

		b770 Fonctions relatives au type de démarche				
		Pied				
Paramètres osseux		Angle de progression du pied (FPA) en phase d'appui	FPA	FPA ajusté	Rotation moyenne du pied en phase d'appui	Rotation moyenne du pied en phase d'appui monopodal
Antéversion fémorale	Mesurée par EOS®					
	Mesurée en clinique	0.29 (Desloovere 2006)	0.1 à 0.3 (Presedo 2017)			
	Mesurée par scanner	0.22 (Lee 2013)		0.35 (Lee 2013)		
Torsion tibiale	Mesurée en clinique (Axe transmalléolaire G)				0.49 (Teixeira 2018)	0.5 (Teixeira 2018)
	Mesurée en clinique (Axe transmalléolaire D)				0.54 (Teixeira 2018)	0.54 (Teixeira 2018)
	Mesurée en clinique (Axe transmalléolaire)					
	Mesurée en clinique (Angle transmalléolaire)		-0.24 à -0.27 (Presedo 2017)			
	Mesurée par scanner	-0.34 (Lee 2013)		-0.33 (Lee 2013)		
	Mesurée en clinique (angle cuisse-pied)					

		b770 Fonctions relatives au type de démarche			
		Pied (suite)			
Paramètres osseux		Rotation moyenne du pied en phase oscillante	Rotation du pied au contact initial	Rotation max du pied	Rotation min du pied
Antéversion fémorale	Mesurée par EOS®				
	Mesurée en clinique				
	Mesurée par scanner				
Torsion tibiale	Mesurée en clinique (Axe transmalléolaire G)	0.48 (Teixeira 2018)	0.44 (Teixeira 2018)	0.46 (Teixeira 2018)	0.51 (Teixeira 2018)
	Mesurée en clinique (Axe transmalléolaire D)	0.54 (Teixeira 2018)	0.49 (Teixeira 2018)	0.52 (Teixeira 2018)	0.56 (Teixeira 2018)
	Mesurée en clinique (Axe transmalléolaire)				
	Mesurée en clinique (Angle transmalléolaire)				
	Mesurée par scanner				
	Mesurée en clinique (angle cuisse-pied)				

Annexe VI : Évaluation qualité méthodologique des articles

Évaluation méthodo	1	2	3	4	5
	Teixeira et al., 2018	Westberry et al., 2018	Cho et al., 2018	Presedo et al., 2017	Kim et al., 2017
1. Were there clear criteria for inclusion in the case series ?	2	1	1	2	1
2. Was the condition (CP) measured in a standard, reliable way for all participants included in the case series ?	2	2	2	2	2
3. Were valid methods used for identification of the condition (CP) for all participants included in the case series ?	2	2	2	2	2
4. Did the case series have consecutive inclusion of participants ?	2	2	2	1	1
5. Did the case series have complete inclusion of participants ?	0	2	2	1	1
6. Was there clear reporting of the demographics of the participants in the study ?	1	2	1	1	1
7. Was there clear reporting of clinical information of the participants ?	2	1	2	2	1
8. Was the measure of bone morphology clearly reported ?	2	2	2	2	2
9. Was the validity of measure of bone morphology clearly reported?	0	2	0	1	1
10. Was the measure of function clearly reported ?	2	2	2	2	2
11. Was the validity of measure of function clearly reported?	1	2	1	2	0

Évaluation méthodo	1	2	3	4	5
	Teixeira et al., 2018	Westberry et al., 2018	Cho et al., 2018	Presedo et al., 2017	Kim et al., 2017
12. Was there clear reporting of the presenting site(s)/clinic(s) demographic information ?	2	2	1	1	0
13. Was the description of statistical test choice reported ?	2	1	1	2	0
14. Was the description of correlation analysis criteria reported?	2	2	0	0	0
Total (/28)	22	25	19	21	14

Annexe VII : Évaluation qualité méthodologique des articles (suite)

Évaluation méthodo	6	7	8	9	10
	Karabıcak et al., 2016	Lee et al., 2013	Desloovere et al., 2006	Kerr et al., 2003	Aktas et al., 2000
1. Were there clear criteria for inclusion in the case series ?	2	2	2	1	0
2. Was the condition (CP) measured in a standard, reliable way for all participants included in the case series ?	2	2	0	0	0
3. Were valid methods used for identification of the condition (CP) for all participants included in the case series ?	2	2	2	0	2
4. Did the case series have consecutive inclusion of participants ?	1	2	0	1	1
5. Did the case series have complete inclusion of participants ?	2	2	0	1	1
6. Was there clear reporting of the demographics of the participants in the study ?	2	1	1	1	1
7. Was there clear reporting of clinical information of the participants ?	2	2	2	0	0
8. Was the measure of bone morphology clearly reported ?	2	2	2	2	2
9. Was the validity of measure of bone morphology clearly reported?	1	1	1	1	2
10. Was the measure of function clearly reported ?	2	2	2	2	2
11. Was the validity of measure of function clearly reported?	1	2	1	1	0

Évaluation méthodo	6	7	8	9	10
	Karabıcak et al., 2016	Lee et al., 2013	Desloovere et al., 2006	Kerr et al., 2003	Aktas et al., 2000
12. Was there clear reporting of the presenting site(s)/clinic(s) demographic information ?	2	2	2	2	1
13. Was the description of statistical test choice reported ?	1	1	1	1	0
14. Was the description of correlation analysis criteria reported?	2	0	2	0	0
Total (/28)	24	23	18	13	12