

Nouveautés de la Prise en Charge de l'Enfant Paralysé Cérébral

ELKE VIEHWEGER, MICHELE KLÄUSLER, ENRICO DE PIERI, MORGAN SANGEUX

Hôpital Universitaire Pédiatrique des Deux Bâles (UKBB), Unité de Neuroorthopédie et Centre d'Analyse du Mouvement, Spitalstrasse 33, 4056 Bâle, Suisse ; E-mail correspondant : heide.viehweger@ukbb.ch

Introduction

La paralysie cérébrale (PC) est un groupe de troubles du mouvement ou de la posture qui entraînent une déficience motrice chez l'enfant, notamment la spasticité, la dyskinésie et l'ataxie [1]. «Les troubles moteurs de la paralysie cérébrale s'accompagnent souvent de troubles de la sensibilité, de la perception, de la cognition, de la communication et du comportement, d'épilepsie et de problèmes musculosquelettiques secondaires» [2]. Ces troubles se développent très tôt dans la vie (souvent dans la période prénatale ou intrapartum) et peuvent être attribués à une anomalie cérébrale. Il s'agit d'une maladie dont la prévalence est de deux cas pour 1 000 nouveau-nés vivants.

Bien que les signes cliniques puissent changer au cours du développement de l'enfant, les anomalies cérébrales ne disparaissent pas et ne progressent pas. La PC est définie par des descriptions cliniques plutôt que par des critères biologiques, étiologiques ou anatomiques objectifs. Il s'agit donc d'un terme générique pour plusieurs maladies ou diagnostics étiologiques qui peuvent bénéficier de stratégies de traitement connexes, par exemple l'infarctus de l'artère cérébrale moyenne, l'infection materno-fœtale à CMV, la leucomalacie périventriculaire due à une naissance très prématurée ou la lissencéphalie. Plus la PC est diagnostiquée tôt, plus il est possible d'assurer le traitement nécessaire et optimal. C'est pourquoi il est important de reconnaître les signes précoces de troubles moteurs, notamment chez les enfants à haut risque de PC, chez ceux nés avant terme et chez ceux présentant des signes neurologiques prénatals [1].

L'évaluation globale pour guider la prise en charge thérapeutique et le traitement précoce non chirurgical et chirurgical sont la meilleure approche pour guider l'enfant PC vers un adulte PC avec la meilleure qualité de vie. Dans ces domaines, il y a continuellement de nouveaux développements cliniques et techniques dans le monde entier. C'est dans le domaine de l'orthopédie pédiatrique que les progrès les plus importants ont été réalisés au cours des vingt dernières années.

C'est pourquoi, dans ce chapitre consacré à l'actualité de la prise en charge de la PC, nous allons d'abord résumer les nouveaux développements en termes d'évaluation pour guider le traitement, ensuite nous présenterons l'actualité de la prise en charge non chirurgicale et puis chirurgicale des patients atteints de PC.

Nouveautés de l'Évaluation de l'Enfant Paralysé Cérébral

Développée par l'Organisation mondiale de la santé et ses collaborateurs, la Classification internationale du fonctionnement version enfants et jeunes (ICF-CY) (figure 1) a récemment été complétée par des « Core Set » pour les enfants atteints de paralysie cérébrale (PC) [3].

La CIF-CY-CP peut être utilisée comme outil pour faciliter la communication entre les cliniciens d'une équipe multidisciplinaire impliquée dans la prise en charge des enfants atteints de PC. La CIF-CY-CP fournit un ensemble de concepts qui englobent les différents aspects du fonctionnement du patient dans la vie et ses aspirations. Ceci est particulièrement utile pour établir le plan de prise en charge et évaluer son efficacité. En outre, la CIF-CY-CP peut être utilisée pour juger de l'efficacité du plan de prise en charge du point de vue des cliniciens, mais aussi, et c'est de plus en plus important dans les soins cliniques modernes, du point de vue du patient lui-même ou de sa famille (figure 2). Les nouveaux « Core Set » de la CIF pour les enfants et les jeunes atteints de PC – facilitent l'application de la CIF dans la pratique quotidienne. Pour réaliser cette évaluation, le clinicien doit alors sélectionner des instruments reconnus dans la littérature qui pourraient fournir la qualification de chaque catégorie sélectionnée pour ce « Core Set ».

	Partie 1 Fonctionnement et handicap		Partie 2 Facteurs contextuels	
	Fonctions organiques et structures anatomiques	Activités et participation	Facteurs environnementaux	Facteurs personnels
Composantes	Fonctions organiques et structures anatomiques	Activités et participation	Facteurs environnementaux	Facteurs personnels
Domaines	Fonctions organiques Structures anatomiques	Domaines de la vie (tâches, actions)	Facteurs externes affectant le fonctionnement et le handicap	Facteurs internes affectant le fonctionnement et le handicap
Schémas	Changement dans les fonctions organiques (physiologie) Changement dans la structure anatomique	Capacité réaliser des tâches dans un environnement standard Performance réaliser des tâches dans l'environnement réel	Impact (facilitateur ou obstacle) de la réalité physique, de la réalité sociale ou des attitudes	Impact des attributs de la personne
Aspect positif	Intégrité fonctionnelle et structurelle	Activité Participation	Facilitateurs	Sans objet
	Fonctionnement			
Aspect négatif	Déficience	Limitation de l'activité Restriction de la participation	Barrières/ obstacles	Sans objet
	Handicap			

Figure 1 : Structure de l'ICF-CY en tant que classification (adapté selon World Health Organization; 2007. [4])

En appliquant les « Core Set », on s'assure d'une vision globale du fonctionnement en tenant compte des facteurs contextuels. Les influences positives et négatives sur les capacités fonctionnelles des enfants atteints de PC ont été décrites [5].

Body Structures, Body Functions, Activities and Participation		ICF Qualifier ^a				
		challenge				
		0	1	2	3	4
s110	Structure of brain					
b117	Intellectual functions					
b134	Sleep functions					
b167	Mental functions of language					
b210	Seeing functions					
b280	Sensation of pain					
b710	Mobility of joint functions					
b735	Muscle tone functions					
b760	Control of voluntary movement functions					
d415	Maintaining a body position					
d440	Fine hand use					
d450	Walking					
d460	Moving around in different locations					
d530	Toileting					
d550	Eating					
d710	Basic interpersonal interactions					
d760	Family relationships					
Influence of environmental factors on functioning		facilitator			barrier	
		+4	+3	+2	+1	0 1 2 3 4
e115	Products and technology for personal use in daily living					
e120	Products/technology for personal indoor/outdoor mobility					
e125	Products and technology for communication					
e150	Design, construction and building products for public use					
e310	Immediate family					
e320	Friends					
e460	Societal attitudes					
e580	Health services, systems and policies					
Influence of personal factors on functioning ^b		positive		neutral		negative
		+		0		-
pf	Enjoyment of participation					
pf	Coping strategies in relation to pain					

Figure 2 : Exemple d'une liste de contrôle qui résume le profil fonctionnel d'un enfant ou d'un adolescent en utilisant l'« ICF Core Set » commun court pour enfants et adolescents atteints de PC de Schiariti et al. [5]

Bien que les ensembles de base de la CIF soulignent ce qu'il faut mesurer chez les enfants et les jeunes atteints de PC, ils n'abordent pas « comment » mesurer ces domaines de fonctionnement [3].

Dans la perspective de la définition du « Core Set » de la CIF-CY-CP, une revue systématique réalisée par Schiariti et ses collègues a dressé la liste des catégories de la CIF-CY ciblées par les outils de mesure de résultats utilisés chez les enfants atteints de PC [6].

Il est frappant de constater qu'un rendez-vous typique d'analyse de la marche englobe les catégories les plus fréquemment ciblées par les mesures de résultats. Par exemple, les catégories les plus fréquemment ciblées dans les fonctions corporelles étaient le contrôle des mouvements volontaires et le pattern de marche (respectivement 64% et 24%), la mobilité de plusieurs articulations et le tonus musculaire (40%, décrits par l'examen physique dans le cadre d'un rendez-vous d'analyse de la marche dans de nombreux cas).

De même, en ce qui concerne les activités et la participation, les catégories les plus fréquemment ciblées étaient la marche et la marche sur de courtes distances (respectivement 78% et 62%), la course, la station debout et la station assise, qui peuvent toutes être évaluées par une forme d'analyse de la marche ou de la posture. L'analyse de la marche clinique est donc bien adaptée pour fournir des moyens d'évaluation utiles en accord avec les concepts intégrés dans la CIF-CY-CP.

En outre, au cours des dix dernières années, les mesures des résultats adoptent de plus en plus la perspective de l'enfant ou de sa famille de manière explicite. Les

organismes de financement, les groupes de défense d'intérêt et les groupes d'experts ont appelé à une participation accrue de tous les patients, y compris les jeunes atteints de troubles du développement, à la prise de décision en matière de soins de santé et à la recherche dans ce domaine [7]. Dans certains pays, l'introduction de mesures des résultats rapportées par les patients (PROM) est même obligatoire pour améliorer la qualité des soins de santé.

La sélection de l'outil approprié à utiliser pour guider la thérapie et évaluer le résultat clinique est importante et doit être intégrée et confrontée au « Core Set » de la CIF où, par exemple, la qualité de vie liée à la santé ne fait pas partie de la structure théorique. Elle ne peut être abordée que par les facteurs contextuels.

En fonction de ces deux domaines, nous nous concentrerons ici sur les développements récents les plus importants dans le domaine de l'analyse de la marche et du mouvement clinique dans la PC, puis sur les meilleurs outils PROM les plus récents et conseillés.

1 - Nouvelles technologies pour l'analyse clinique de la marche

Les aspects fondamentaux de la technologie de l'analyse clinique de la marche ont lentement évolué depuis leurs débuts dans les années 80-90. En pratique, l'équipement de base reste un système optoélectronique de capture du mouvement basé sur des marqueurs, des plaques de force pour acquérir les forces de réaction au sol et l'électromyographie (EMG) pour capturer l'activité électrique des muscles contractés.

Cependant, une série de technologies ont vu le jour pour capturer des données similaires, mais sans les contraintes physiques d'un laboratoire de marche, ni l'utilisation de marqueurs. Ces technologies ne sont pas nouvelles dans leurs concepts sous-jacents, comme le lecteur peut s'en rendre compte en consultant les dates des références que nous utilisons ci-dessous, mais elles sont désormais accessibles aux utilisateurs dans des packages commerciaux prêts à l'emploi.

Les unités de mesures inertielles (IMU) combinent des accéléromètres, des gyroscopes et des magnétomètres. De nos jours, tous ces capteurs peuvent être placés sur une carte dont la taille et/ou la largeur ne dépassent pas quelques centimètres. Cette combinaison de capteurs, lorsqu'ils sont tridimensionnels, permet à l'IMU de détecter son orientation absolue par rapport à l'accélération de la gravité et à la direction du Nord magnétique. Les IMU qui intègrent une communication sans fil à longue portée sont capables de fonctionner à l'extérieur, dans l'environnement de la vie quotidienne. Lorsque ces IMU disposent de capacités de stockage, elles peuvent fonctionner de manière autonome pendant de longues périodes. Les IMU peuvent être utilisées pour surveiller les activités et les fonctions sportives (figure 3) ou de la vie quotidienne, par exemple [8,9], pour déterminer les événements de la marche et ainsi calculer les paramètres spatio-temporels de la marche, par exemple [10], ou pour suivre l'orientation des segments du corps conduisant à la cinématique pendant la marche ou d'autres

activités [11]. Cependant, des défis techniques majeurs (dérive des capteurs, calibration anatomique) et un manque de robustesse (changement subtil du champ magnétique lors d'une utilisation en intérieur, dans un environnement hospitalier) empêchent actuellement l'utilisation des IMU dans l'analyse de la marche clinique lorsque l'objectif est d'informer la prise de décision chirurgicale.



Figure 3 : Exemple d'acquisition de données au cours d'activités physiques basée sur l'ensemble du corps de l'IMU.

Dans le même ordre d'idées, les technologies de détection de la pression peuvent être utilisées pour estimer la composante verticale de la force de réaction au sol nécessaire pour décrire la cinétique du patient atteint de PC, les moments et la puissance, qui sont essentiels pour décrire l'efficacité et la perturbation de la marche. Cette technologie peut être intégrée dans des tapis de pression qui sont plus pratiques pour enregistrer les données spatio-temporelles de la marche, par exemple [12] en intérieur, ou dans des semelles de chaussures qui sont plus pratiques pour enregistrer les mêmes données dans l'environnement de la vie quotidienne ou sur une plus longue période, par exemple [13,14].

En outre, il est désormais possible de combiner les technologies de détection de pression et d'IMU dans la même semelle de chaussure, par exemple [15]. La faiblesse de la technologie de détection de la pression est bien sûr le manque d'informations sur les composantes de la force de réaction au sol et du moment libre, ce qui empêche les calculs de dynamique inverse qui sont utiles à l'interprétation clinique de la démarche pour la planification chirurgicale.

La capture de mouvement sans marqueur (« markerless motion analysis ») a fait des progrès extrêmement rapides ces dernières années et pourrait devenir une technologie concurrente pour la capture de données de mouvement pour l'analyse clinique de la marche. Bien

que le concept de suivi du mouvement sans marqueur ne soit pas nouveau (par exemple [16,17]), c'est l'augmentation de la puissance de calcul, les progrès des algorithmes de réseaux neuronaux convolutionnels et la disponibilité de très grands ensembles de données d'entraînement qui ont permis à cette technologie d'atteindre un niveau de précision comparable à celui des systèmes optoélectroniques basés sur des marqueurs [18,19]. Ces développements sont toutefois très récents et d'autres études indépendantes sont nécessaires pour juger de la précision et de la robustesse de ces systèmes dans les populations cliniques.

2 - Nouveautés dans l'interprétation clinique de la marche

Le processus d'interprétation de la marche clinique a également évolué lentement ces dernières années, notamment grâce au développement de modèles musculo-squelettiques permettant d'estimer les paramètres biomécaniques qui ne peuvent pas être mesurés directement [20], ou au développement de méthodes permettant d'effectuer une extraction de caractéristiques et une interprétation de la marche automatisées [21,22].

La cinématique de la marche, la cinétique et les données EMG sont au cœur de l'évaluation et de l'interprétation de la marche clinique. Un analyste de la marche expérimenté peut être en mesure d'obtenir une image clinique claire du patient à partir de ces données, ce qui permet de déterminer les déficiences musculo-squelettiques du patient, qui peuvent être traitées par une prise en charge orthopédique [23]. L'évaluation objective de l'amélioration du schéma de marche après traitement peut également être réalisée uniquement à partir de la cinématique de la marche [24], ou à partir de la combinaison de paramètres spatio-temporels et de la cinématique de la marche [25].

Cependant, des informations utiles restent inaccessibles à la mesure directe, ou difficiles à estimer directement à partir des données cinématiques et cinétiques [26]. Par exemple, la longueur muscle-tendon des muscles bi-articulaires peut être déduite de la cinématique, mais cela reste difficile [27].

Les modèles musculo-squelettiques fournissent une estimation directe de ces longueurs muscle-tendon, basée sur la combinaison d'un modèle géométrique musculo-squelettique et de la cinématique spécifique du patient. Idéalement, le modèle musculo-squelettique doit être adapté à l'anatomie du patient, mais les paramètres de longueur muscle-tendon sont relativement insensibles au manque d'informations spécifiques au patient, telles que le trajet précis du muscle ou les torsions osseuses, tant que le même modèle et les mêmes calculs cinématiques sont utilisés [28,29]. L'utilisation de modèles musculo-squelettiques a permis de quantifier l'efficacité de traitements tels que l'injection de toxine botulique dans la restauration de la longueur et la vitesse d'allongement musculaire, comme cela a été montré dans un groupe d'adultes hémiparétiques présentant une spasticité du fémur droit et une démarche raide du genou [30].

L'introduction de la modélisation musculo-squelettique pour évaluer les longueurs muscle-tendon dans un contexte clinique a conduit à une approche plus conservatrice en ce qui concerne les chirurgies d'allongement des ischio-jambiers pour les enfants présentant une démarche en triple flexion [31]. Les informations sur la longueur et la vélocité des muscles-tendons permettent de mieux identifier les sous-groupes de patients qui bénéficieraient le plus d'interventions chirurgicales telles que l'allongement des ischio-jambiers [32,33].

Grâce à l'analyse conventionnelle de la dynamique inverse, nous sommes maintenant en mesure de calculer les paramètres cinétiques, tels que les moments et les puissances articulaires, sur la base des données de cinématique et de force de réaction au sol propres au sujet. Grâce à ces informations, nous pouvons nous faire une idée de la fonction des différents groupes musculaires dans les schémas de marche sains et pathologiques [34]. Avec les approches actuelles de modélisation musculosquelettiques, il est possible de prédire en outre comment la charge est répartie entre les différents muscles pendant un mouvement donné. La redondance du système musculo-squelettique est résolue en supposant un recrutement optimal des muscles [26,35].

La compréhension de la mécanique et du rôle des muscles individuels peut conduire à des stratégies de rééducation et de traitement plus efficaces et personnalisées [36,37].

Le rôle plus précis des différents muscles pendant la marche pathologique est également mieux estimé par l'analyse de l'accélération induite, un algorithme permettant de déduire le potentiel d'un muscle à accélérer le corps, ou des articulations spécifiques de la chaîne cinématique, par exemple [38-40]. Bien que la géométrie du modèle musculo-squelettique spécifique au patient ait un effet sur les résultats des accélérations induites, les informations cliniques obtenues, le rôle fonctionnel global des muscles pour soutenir le poids du corps ou accélérer le corps pendant la marche, sont relativement insensibles au manque d'informations spécifiques au patient [28].

Les logiciels de modélisation musculo-squelettique actuellement disponibles, tels que OpenSim [41] et AnyBody Modelling System [42], permettent également de modéliser l'interaction entre le corps humain et les dispositifs externes, tels que les exosquelettes et les orthèses [43,44]. Dans ce cadre, l'effet des orthèses cheville-pied (AFO) sur la longueur opérationnelle des muscles [45] et la fonction musculaire pendant la marche [46] chez les patients atteints de PC peut également être mieux étudié. Ces informations peuvent être utilisées pour fournir un traitement plus personnalisé à chaque patient.

L'application de ces analyses musculo-squelettique aux enfants PC peut s'avérer difficile, car le recrutement optimal des muscles supposé dans les modèles musculo-squelettiques conventionnels peut ne pas se vérifier. Une étude précédente portant sur les activations EMG chez des volontaires sains imitant une marche pathologique unilatéral sur la pointe des pieds, a révélé des similitudes avec les activations musculaires

des patients hémiplésiques atteints de paralysie cérébrale. Les activations musculaires pathologiques du gastrocnémien et du soléaire pendant la marche sur la pointe de pied peuvent donc être interprétées comme étant dictées par la biomécanique de la marche sur la pointe [47].

De plus, les orthèses, comme les orthèses surpédieuses, peuvent être adaptées aux besoins individuels de l'enfant. Cependant, une compréhension approfondie de l'effet mécanique de l'orthèse pendant la marche, et en particulier de la demande énergétique des muscles, fait encore défaut. La modélisation musculo-squelettique permet de calculer les activations musculaires, et les forces et moments articulaires requises pendant la marche. Ces méthodes sont des outils appropriés pour mieux caractériser l'efficacité de ces orthèses en termes de demande énergétique des muscles (figure 4).

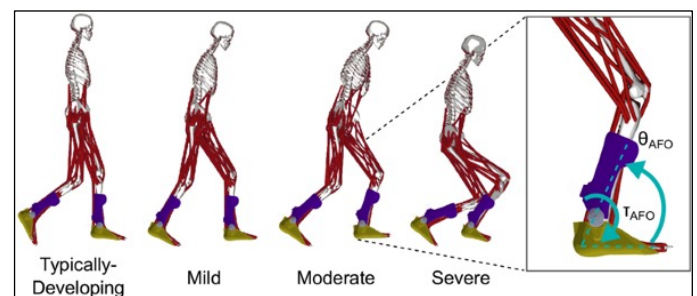


Figure 4 : Compréhension de l'effet d'une orthèse cheville-pied basée sur la modélisation musculosquelettique, (image adaptée de [46])

Ces activations musculaires, qui ont une correspondance directe avec le schéma cinématique mesuré, peuvent être prédites par la modélisation musculo-squelettique classique. Néanmoins, les activations musculaires supplémentaires qui ne sont pas associées de manière optimale au modèle cinématique donné, telles que les co-contractions musculaires dues à la peur et à l'insécurité, l'instabilité articulaire ou les activations pathologiques dues à un mauvais contrôle neuromoteur, ne peuvent pas être prédites dans l'hypothèse d'un recrutement moteur optimal.

Des progrès récents dans les approches de modélisation ont permis de personnaliser davantage le recrutement moteur et d'inclure une estimation du contrôle neuromoteur spécifique au patient, par exemple en utilisant des données EMG [48,49].

En outre, différentes approches novatrices de modélisation prédictive sont actuellement en cours de développement [50-52]. Ces simulations peuvent générer de nouvelles prédictions cinématiques sans suivi des données expérimentales, mais uniquement sur la base de descriptions mathématiques de la physiologie et de l'architecture musculaires, de la géométrie musculo-squelettique et des différentes stratégies de contrôle neuromusculaire. Ces nouvelles approches de modélisation permettront de mieux comprendre les relations de cause à effet des mécanismes pathologiques spécifiques observés chez les patients atteints de PC, tels que les faiblesses et les raccourcissements musculaires [53,54].

L'estimation des charges corporelles internes, telles que les forces intra-articulaires, peut également fournir des informations utiles pour la prise en charge orthopédique des patients atteints de PC. Les forces de contact articulaire ont été mesurées directement dans le passé grâce à des prothèses articulaires instrumentées [55], mais les options de mesure non invasives restent actuellement irréalisables. La modélisation musculosquelettique permet d'estimer les charges articulaires internes totales résultant des forces appliquées de l'extérieur et des forces musculaires prédites associées à un mouvement donné [56,57] (figure 5).

Par exemple, des études portant sur l'effet de différentes interventions chirurgicales sur les charges articulaires ont révélé que la chirurgie multisite en un temps peut restaurer la charge musculosquelettique normale des membres inférieurs chez les patients atteints de PC [58], tandis que l'hémi-épiphysiodèse temporaire chez les patients présentant une déformation en genu valgum peut réduire la surcharge dans le compartiment latéral du genou [59].

En outre, la modélisation musculosquelettique peut permettre de mieux comprendre l'interaction complexe entre la morphologie et l'alignement osseux, la fonctionnalité musculaire et les charges articulaires qui en résultent, comme dans le cas des patients atteints de patella alta présentant une démarche en triple flexion, dont la fonctionnalité des extenseurs du genou peut être restaurée par une procédure d'avancement du tendon rotulien [60,61].

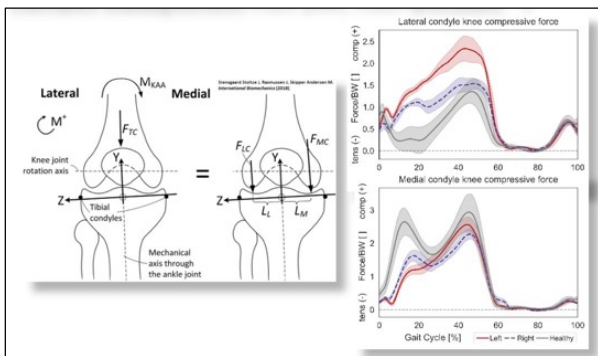


Figure 5 : Exemple de charge articulaire asymétrique décrite par la modélisation personnalisée chez un patient présentant une déformation en genu valgum (avec l'aimable autorisation de E. De Pieri).

La géométrie du modèle et une série de paramètres muscle-tendon ont un effet considérable sur l'estimation des charges articulaires dérivées de la modélisation musculosquelettique [62,63]. La personnalisation de la géométrie des modèles peut être réalisée par différents moyens. Plusieurs équipes ont démontré la possibilité de créer des modèles entièrement spécifiques au patient par exemple à partir d'images IRM [28,64,65]. Cependant, le traitement des images IRM reste trop coûteux pour une utilisation clinique de routine, bien que les développements en cours visent à réduire la complexité et le coût [66-68].

Il existe des alternatives aux modèles musculosquelettiques dérivés de l'IRM. L'analyse clinique de la marche est souvent utilisée pour planifier un traitement chirurgical dans les cas de déformations

des membres inférieurs, comme une torsion interne excessive du fémur ou une torsion externe excessive du tibia [69].

Dans ces cas, des informations significatives peuvent être obtenues uniquement à partir de modèles osseux spécifiques au patient, en supposant que les trajectoires des muscles génériques suivent la déformation des os. Par exemple, nous avons mis au point un processus simplifié pour dériver des modèles musculosquelettiques spécifiques au patient en utilisant l'imagerie radiographique biplan des membres inférieurs, pour étudier l'effet des déformations de torsion fémorale et/ou tibiale sur les forces de contact de la hanche et du genou [70] (figure 6).

Ce processus a ajouté environ 30 minutes de gestion du patient (transport vers le service d'imagerie médicale et temps d'acquisition dans ce service) et 30 minutes supplémentaires de traitement pour créer les modèles 3D des os spécifiques au patient, et identifier les marqueurs cutanés utilisés pour suivre le mouvement des segments corporels. Globalement, cela a augmenté le temps d'analyse de la marche d'environ un tiers, puisqu'une analyse de la marche clinique typique nécessite environ 2h d'acquisition de données et 1h de traitement des données.

Une heure de temps supplémentaire au total est extrêmement efficace si l'on considère l'alternative de l'IRM, qui peut déjà prendre ce temps pour la seule acquisition des données (en tenant compte de la préparation du patient et de l'accès à l'IRM). En outre, l'acquisition radiographique biplan permet d'inclure les marqueurs de capture de mouvement, en position debout, ce qui résout le problème de l'enregistrement précis du modèle musculosquelettique aux marqueurs externes [71].

Bien entendu, pour une utilisation clinique, ce processus dépend de la disponibilité d'un système de radiographie biplan à proximité du laboratoire d'analyse de la marche, idéalement dans le même bâtiment.

Les mesures d'examen physique des déformations osseuses des membres inférieurs peuvent également être utilisées directement pour alimenter des modèles musculosquelettiques génériques déformés [72]. Bien qu'il existe des différences connues entre l'examen physique et les mesures basées sur l'imagerie médicale pour l'antéversion fémorale et la torsion tibiale [73], l'effet global des déformations sur les forces musculaires requises et les conséquences sur les forces de contact articulaire fournissent des informations utiles à la prise de décision clinique à un coût minimal.

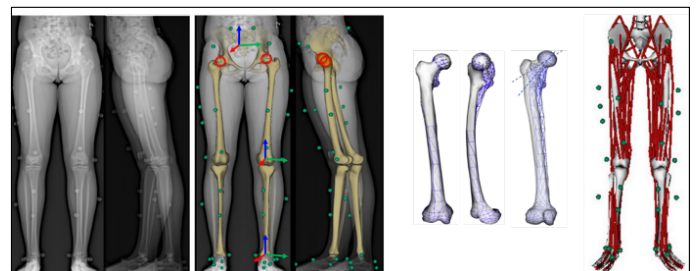


Figure 6: Pipeline pour personnaliser le modèle musculosquelettique à partir de radiographies bipplans (adapté de [70] avec l'aimable autorisation de M. Sangeux)

L'estimation directe des longueurs muscles-tendons et de leur fonction pendant la marche constitue une amélioration indéniable des informations et est désormais disponible pour la prise de décision clinique standard dans le traitement des patients atteints de PC. De même, l'estimation des charges musculosquelettiques internes offre une perspective innovatrice dans la prise en charge orthopédique de ces patients.

La quantification de ces variables biomécaniques peut fournir aux cliniciens une meilleure compréhension de la mécanique pathologique d'un patient individuel, ainsi que de l'effet potentiel de différentes stratégies d'intervention. Malgré ses avantages évidents, l'utilisation de la modélisation musculosquelettique dans la pratique clinique est encore quelque peu limitée [20].

Les mises en œuvre actuelles sont rarement rationalisées et nécessitent une collaboration étroite entre les cliniciens et les ingénieurs/modélisateurs. L'utilisation clinique de la modélisation musculosquelettique dépend de l'évolution vers la création simplifiée de modèles qui intègrent des informations/mesures spécifiques au patient (géométrie, propriétés des muscles et des tendons, et contrôle moteur) nécessaires pour estimer de manière fiable les différentes variables biomécaniques d'intérêt : par exemple, les activations musculaires, les forces et les charges articulaires.

3 – Patient Reported Outcome Measures (PROMs) - Mesures des résultats rapportés par les patients

L'évaluation de la qualité de vie intègre les facteurs personnels et l'environnement et a connu un développement rapide depuis la publication en 2015 du Medicare Access and CHIP (Children's Health Insurance Program) Reauthorization Act (MACRA).

Nos systèmes de santé doivent être basés sur la valeur au lieu d'être basés sur le volume.

Les mesures des résultats rapportés par les patients (PROM) explorent la manière dont un problème de santé affecte la qualité de vie d'un patient et dans quelle mesure un traitement permet au patient et à sa famille d'atteindre ou de retrouver le niveau fonctionnel souhaité. [74]

L'évaluation de la qualité de vie est une partie de l'approche. Par exemple, nous pouvons fournir le questionnaire européen de qualité de vie KIDSCREEN aux enfants et aux parents. Il peut ensuite être utilisé pour comparer les enfants atteints de différentes maladies et avec la population générale. En complément, le DISABKIDS se concentre sur les enfants affectés par des maladies chroniques, y compris un module spécifique pour la PC [75].

Mais les derniers développements à connaître sont d'une part les outils qui aident à déterminer les objectifs thérapeutiques à moyen et long terme. Auparavant, on appliquait la méthode du Goal Attainment Scaling, empruntée à la pédagogie : l'inconvénient était que les objectifs déterminés et leur réalisation dépendaient de la manière dont les critères étaient construits par le thérapeute. L'atteinte des objectifs pouvait être fixée subjectivement trop bas ou trop haut.

Environ deux tiers des enfants atteints de PC sont ambulants et subissent souvent des interventions visant à modifier l'histoire naturelle des pathologies musculosquelettiques et à améliorer leur motricité globale et leur fonction de marche. Afin d'intégrer les priorités ou les attentes des enfants et des familles, l'équipe multidisciplinaire de l'Hospital for Sick Children de Toronto, au Canada, a mis au point la Gait Outcomes Assessment List (GOAL), une nouvelle évaluation des résultats permettant d'évaluer les priorités de la démarche et la mobilité fonctionnelle des enfants ambulants atteints de PC [76].

En utilisant la GOAL pour guider la prise en charge thérapeutique des enfants atteints de PC marchant, nous pourrions peut-être aligner les objectifs des cliniciens sur ceux des familles et améliorer les résultats des interventions pour l'enfant ainsi que la satisfaction. Il existe deux versions du questionnaire : parent et enfant. Le GOAL évalue les performances de l'enfant à l'aide de 48 items (dans les deux versions) regroupés en sept domaines [76].

Au cours de son développement, le GOAL a été confronté, à des fins de validation externe, aux outils et scores objectifs et subjectifs existants : l'échelle de mobilité fonctionnelle (FMS), le questionnaire d'évaluation fonctionnelle (FAQ), puis le Gait Profil Score (GPS) et les scores des variables de la marche calculés à partir de l'analyse instrumentée de la marche (IGA), afin de couvrir tous les domaines de la CIF (figure 7).

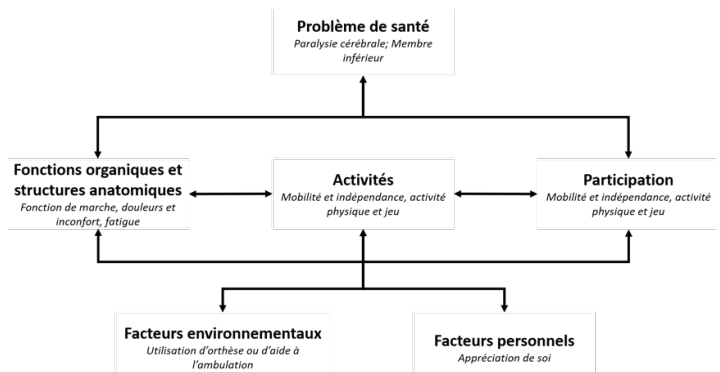


Figure 7: Les domaines de la Gait Outcomes Assessment List, selon la structure de la Classification internationale du fonctionnement, du handicap et de la santé, adaptée de [76]

Le questionnaire CPCHILD (Caregiver Priorities and Child Health Index of Life with Disabilities) a été mis au point par la même équipe de Toronto pour les enfants atteints de troubles graves du développement, qui sont dépendants de leurs parents ou de leurs soignants pour une grande partie de leurs besoins quotidiens. Ces enfants présentent souvent de multiples comorbidités qui peuvent avoir un impact important sur leur santé globale, leur confort, leur fonctionnement et leur qualité de vie. Ces enfants font souvent l'objet d'interventions qui visent à préserver ou à améliorer leur santé, leur confort et leur qualité de vie et à faciliter la prise en charge. Les preuves de l'efficacité de ces interventions pour obtenir ces résultats significatifs restent floues, et ce questionnaire a été conçu pour orienter au mieux la prise en charge des patients atteints de PC sévèrement atteints [77].

Les études de validation ont démontré que le CPCHILD™ est une mesure fiable et valide du point de vue des soignants concernant l'état de santé, le confort, le bien-être et la facilité de prise en charge des enfants atteints de déficiences développementales sévères, et qu'il constitue une mesure utile de la qualité de vie liée à la santé de ces enfants.

Le CPCHILD™ est composé de 37 items répartis entre six sections représentant les domaines suivants: (1) Activités de la vie quotidienne/soins personnels (neuf items), (2) Positionnement, transfert et mobilité (huit items), (3) Confort et émotions (neuf items), (4) Communication et interaction sociale (sept items), (5) Santé (trois items) et (6) Qualité de vie globale (un item). Il existe une version simplifiée pour les enfants souffrant de problèmes de hanche qui reprend 14 des 37 questions initiales. Enfin, dans la septième section, les soignants évaluent l'importance de la contribution de chacun de ces items à la qualité de vie de leur enfant. Les deux PROMs développés pour les enfants atteints de PC, GOAL et CPCHILD, inversent les priorités traditionnelles des soins cliniques. Traditionnellement, le rôle des soins cliniques a pu être compris comme la restauration d'une «fonction normale» objective et jugée extérieurement, au mieux de ses capacités, compte tenu des contraintes économiques, techniques et sociales.

Le rôle des soins cliniques centrés sur le patient donne la priorité à la restauration ou à l'étude des adaptations potentielles nécessaires pour permettre les fonctions, les activités et la participation qui comptent le plus pour le patient et sa famille. Ce changement de philosophie permet au secteur clinique, qui est de plus en plus contraint économiquement, de mieux aligner ses priorités et ses investissements sur les domaines les plus importants pour les patients et leurs familles.

Nouvelles de la gestion thérapeutique de la PC

Il existe un nombre croissant de revues systématiques pour connaître la gestion et les interventions de la PC. Le travail de Iona Novak et al. est essentiel pour la prise en charge thérapeutique de la PC. Il a fait l'objet d'une première publication en 2013, récemment mise à jour en 2020, qui constitue actuellement la base du traitement fondé sur les preuves dans la PC. [78,79]

Sur la base des meilleures preuves disponibles, les soins standard pour les enfants atteints de PC devraient inclure la série d'interventions suivantes :

- Les stratégies de prévention efficaces comprennent les corticostéroïdes anténatals, le sulfate de magnésium, la caféine et l'hypothermie néonatale.
- Les interventions efficaces dans le domaine des soins paramédicaux comprennent la thérapie d'acceptation et d'engagement, les observations d'action, l'entraînement bimanuel, les plâtres, la thérapie du mouvement induit par la contrainte, l'enrichissement de l'environnement, l'entraînement physique, l'entraînement axé sur les objectifs, l'hippothérapie, les programmes à domicile, les interventions en matière d'alphabétisation, l'entraînement à la mobilité, la sensorimotricité orale, la sensorimotricité

orale plus la stimulation électrique, les soins par pression, les stepping stones triple P, l'entraînement en force, l'entraînement spécifique à une tâche, l'entraînement sur tapis roulant, l'entraînement sur tapis roulant avec soutien partiel du poids du corps et le port de poids.

- Les interventions médicales et chirurgicales efficaces comprennent les anticonvulsivants, les bisphosphonates, la toxine botulique, la toxine botulique plus l'ergothérapie, la toxine botulique plus plâtre, le diazépam, la dentisterie, la surveillance de la hanche, le baclofène intrathécal, la correction de la scoliose, la rhizotomie dorsale sélective et la thérapie par cellules de sang de cordon ombilical. [79]

Tous les thérapeutes et médecins impliqués dans la prise en charge de la PC doivent se tenir régulièrement au courant des preuves et des développements les plus récents. La prise en charge de la PC est donc la plus innovante et la plus avancée par rapport aux autres domaines de l'orthopédie pédiatrique.

1 - Nouveautés dans la prise en charge non chirurgicale

Très récemment, en décembre 2021, la Haute Autorité de Santé a publié des recommandations de bonne pratique fondées sur des données probantes de rééducation et de réadaptation de la fonction motrice chez les personnes diagnostiquées CP qui doivent également être connues pour orienter les thérapeutes chez les patients CP (figure 8).

Les recommandations visent à guider les indications et les modalités des thérapeutiques, à identifier les populations nécessitant des traitements spécifiques (âge, sévérité, ...), et à préciser l'intérêt des interventions innovantes.

Des études d'évaluation des résultats cliniques sont recommandées et un tableau de priorisation des interventions en trois niveaux est proposé [80].

Interventions en rééducation et en réadaptation	Priorité		
	Enfants de 2 à 12 ans	Adolescents de 12 à 18 ans	Adultes de plus de 18 ans
Rééducation et réadaptation fonctionnelle conventionnelle			
Mobilisations passives : postures passives nocturnes	2	2	3
Renforcement musculaire	1	1	2
Exercices aérobies ou entraînement cardiorespiratoire à l'effort	1	1	1
Exercices basés sur le biofeedback	3	3	3
Entraînement à la marche	1	1	1
Entraînement spécifique à la marche arrière	2	2	3
Entraînement à la marche sur tapis roulant	2	2	2
Orthèse cheville-pied pour déficit moteur du pied et de la cheville	2	2	2
Orthèse cheville-pied pour déambulation avec équien	1	1	2
Programmes de rééducation et réadaptation intensive			
Thérapie par contrainte induite du mouvement (CIMT)	3	3	3
Version modifiée de la thérapie par contrainte induite du mouvement (mCIMT)	3	3	3
Entraînement intensif bimanuel main-bras (HABIT)	1	1	3
Entraînement intensif bimanuel main-bras incluant les membres inférieurs (HABIT-LE)	1	1	3
Activité physique adaptée			
Activité physique	1	1	1
Activités sportives	1	1	1
Bainthérapie	1	1	1
Hippothérapie	2	2	2
Rééducation robotisée et/ou informatisée			
Jeux informatiques interactifs	2	2	2
Thérapie par réalité virtuelle	2	2	2
Rééducation basée sur d'autres approches			
Thérapie miroir	3	3	3
Éducation thérapeutique du patient et de la famille	1	1	1

Figure 8: Prioritization of rehabilitation interventions; * 1 = priority; 2 = secondary priority; 3 = non-priority, from HAS 2021: Rehabilitation of musculoskeletal motor function in individuals diagnosed with cerebral palsy [81]

En ce qui concerne la gestion non chirurgicale de la PC, des innovations récentes sont proposées dans les thérapies régulières, d'une part en incluant des programmes d'entraînement intensifs et d'autre part en étendant l'utilisation de la robotique et de la rééducation assistée par des appareils.

1.1 Programme d'entraînement fonctionnel

Pendant de nombreuses années il a été supposé que le renforcement musculaire augmentât la spasticité, il n'était pas recommandé pour les enfants atteints de PC. Mais des recherches récentes de bon niveau de preuve ont montré que l'entraînement physique peut augmenter la force chez les enfants atteints de PC sans augmenter la spasticité ni les autres effets indésirables [82-84]. Aujourd'hui, le renforcement est l'un des principaux piliers de l'intervention pédiatrique et peut modifier le pronostic de l'avenir d'un enfant et peut en outre faire une différence clinique dans le niveau d'invalidité et la participation [85].

Pour être efficace, l'entraînement de la force nécessite une augmentation de charge progressive. Pour atteindre cet objectif, la méthode la plus courante est l'entraînement par résistance progressive (PRT) [86]. Par conséquent, les enfants s'exercent avec des poids individualisés qui sont ensuite augmentés progressivement en fonction de l'évolution des performances. Bien que le PRT permette d'améliorer la force dans la PC, les recherches sur ses avantages fonctionnels sont contradictoires [82,87].

De nombreuses activités quotidiennes impliquent des mouvements rapides des membres avec des temps de contraction de 50-200 ms [88]. Sachant cela, le développement rapide de la force est cliniquement pertinent pour les enfants atteints de PC et il est nécessaire de mettre en place des interventions axées sur la capacité à produire des mouvements rapides plutôt que de simples niveaux de force élevés et, en outre, à produire des mouvements fonctionnels de la vie quotidienne.

Une étude de Schranz et al. (2018) [89] a examiné un programme de renforcement à domicile chez des enfants atteints de PC : un PRT et un entraînement en circuit de haute intensité (HICT). Dans les deux groupes, les enfants ont montré une amélioration fonctionnelle qui était spécifique à l'intervention, mais le gain de force n'était significatif que dans le groupe HICT. La durée moyenne de l'entraînement était plus courte dans le groupe HICT. Ils ont constaté une excellente et comparable observance dans les deux groupes et concluent qu'un entraînement en circuit de haute intensité à domicile pourrait être préférable et une méthode efficace d'intervention de renforcement chez les enfants PC à fort potentiel fonctionnel.

Pour améliorer la force des membres inférieurs et la performance fonctionnelle des enfants PC, une étude pilote a été réalisée par Blundell et al. (2003) [90] sur huit enfants âgés de 4 à 8 ans. L'intervention consistait en quatre semaines de cours d'exercices après l'école, deux fois par semaine pendant une heure, sous forme d'un entraînement de groupe en circuit. Ainsi, chaque poste de travail était aménagé pour la pratique intensive

d'un exercice (notamment la marche sur tapis roulant, les step-ups, les assis-debout et les presses de jambes). Ce programme court d'exercices de renforcement spécifiques à une tâche et d'entraînement pour les enfants PC a permis d'améliorer la force et les performances fonctionnelles qui ont été maintenues au fil du temps.

En 2019, Guedin et al [91] ont publié une étude sur l'entraînement en résistance de haute intensité dans la paralysie cérébrale. Ont été inclus 18 patients PC âgés de 8 à 20 ans. Le groupe expérimental a reçu un entraînement en résistance de haute intensité de 20 minutes avec des exercices fonctionnels deux fois par semaine pendant 3 mois. Les mesures des paramètres de résultats (endurance musculaire, vitesse de marche, mesure d'Évaluation motrice fonctionnelle globale (EMFG) et de la qualité de vie (Kidscreen 27) ont été effectuées avant et après l'entraînement de haute intensité. Après trois mois, ils ont constaté une amélioration significative des performances (force, endurance, fonction) par rapport au groupe témoin, ainsi qu'une tendance similaire pour la qualité de vie.



Figure 9: Exemple d'entraînement fonctionnel chez des enfants atteints de PC (avec l'aimable autorisation de M. Kläusler).

Au vu de ces données, l'entraînement de la force fonctionnelle avec des éléments d'entraînement de résistance de haute intensité pour les enfants et les adolescents PC semble prometteur pour améliorer les performances, la qualité de vie et la participation (figure 9).

1.2 Robotique et réhabilitation assistée par dispositif

Les interventions d'exercices décrites précédemment visent à améliorer le développement et la fonction en se concentrant sur l'adaptation du système neuronal [92].

Mais la sévérité du dysfonctionnement moteur et mental chez une partie des patients atteints de PC, en particulier les patients GMFCS IV et V, limite l'applicabilité des modalités d'entraînement susmentionnées, qui nécessitent souvent des capacités motrices volontaires et une solide compréhension cognitive pour suivre les instructions et effectuer les exercices [93].

La vibrothérapie (VT) est une intervention alternative facile à appliquer et efficace en termes de temps qui a récemment fait l'objet d'une attention particulière [94]. Des oscillations mécaniques sont utilisées pour agir sur les structures neuromusculaires. Les déterminants de la vibration font référence à la fréquence (nombre de cycles complets par seconde, 5-200 Hz), à l'amplitude (déplacement vertical de 0,5-10 mm) et au type de VT (sinusoïdal vertical et latéral alternatif) [93].

La vibration focale agit directement sur le ventre du muscle ou un tendon [95], et la vibration du corps entier (VCE), au cours de laquelle les oscillations mécaniques sont transmises indirectement à travers le corps entier [96].

La faisabilité et l'efficacité de ces deux méthodes sont indépendantes de la capacité de mouvement, de la santé et de l'état mental des sujets. Aucun prérequis moteur décisif ni aucune exigence cognitive particulière ne sont nécessaires.

Dans une revue systématique, Ritzmann R. et al. ont rapporté des données scientifiques qui démontrent que la VT a de nombreux effets bénéfiques à court et à long terme [93] :

- une séance de VT réduit l'excitabilité réflexe, l'hypertonie, la spasticité et les déficits de coordination et a une influence positive sur l'EMFG, la force, la démarche et la mobilité chez les adultes et les enfants atteints de PC
- les effets chroniques de la VT basés sur de nombreux essais contrôlés randomisés comprennent des avantages significatifs en ce qui concerne la spasticité, l'EMFG, la force musculaire, la marche et la mobilité, ainsi que la masse musculaire.
- La VT est utilisée comme une condition préalable à certaines interventions (entraînement de la force, étirements et physiothérapie), un meilleur contrôle moteur pourrait être permis pour les tâches sélectionnées (accroupissements, marche) exécutées immédiatement après la VT, et elle peut également être utilisée comme une méthode d'entraînement répétitive en soi, pour une meilleure performance motrice après une période d'intervention minimale de 3 semaines.

Les études rapportées présentent également des limites. La variabilité des sujets PC est importante en ce qui concerne leur classification, les zones cérébrales affectées, les régions corporelles handicapées et la réactivité aux interventions non pharmacologiques. De plus, les divers traitements cliniques appliqués en dehors de la VT ont un impact sur la spasticité et la biomécanique du mouvement, et peuvent probablement influencer les effets des exercices de VT. Des recherches supplémentaires sont nécessaires sur le choix des paramètres de la VT et également sur l'effet de la VT sur le contrôle de la posture.

Néanmoins, d'après les données de la recherche, la FP aide les patients atteints de PC en facilitant la qualité des mouvements et a un effet potentiel sur la masse osseuse [97].

2 - Nouvelles de la gestion chirurgicale

Les techniques chirurgicales et les indications dans la

PC ont évolué au fil du temps. Les développements les plus récents concernent l'approche du traitement de la démarche en équin chez les enfants atteints de PC unilatérale et bilatérale, basée sur un changement d'analyse de la stabilité et de la physiopathologie du tonus élevé des membres inférieurs.

En outre, la gestion chirurgicale des hanches et de la colonne vertébrale chez les enfants PC sévère a changé en ce qui concerne l'intégration du traitement fonctionnel.

2.1 Gestion de la démarche et de l'instabilité équine

La déformation la plus courante chez les patients atteints de PC est le pes equinus [98,99]. Son principal pathomécanisme est la persistance de schémas réflexes primitifs, qui induisent une hyperactivité des muscles du mollet. Cela entraîne également une instabilité globale en position debout et à la marche, une augmentation du tonus de l'ensemble du membre inférieur et un déséquilibre entre la croissance musculaire et osseuse, dans lequel l'os croît alors que la longueur du muscle reste inchangée. En particulier chez les patients atteints d'hémiplégie spastique, une faiblesse supplémentaire des extenseurs de la cheville joue également un rôle important.

En ce qui concerne la thérapie, il existe principalement deux méthodes de traitement : conservatrice et chirurgicale. Le traitement conservateur consiste en une physiothérapie, des orthèses cheville-pied, des plâtres et des injections de toxine botulique de type A. Un problème commun chez ces patients est le développement de problèmes de rotation interne, de flexion et d'adduction de la hanche ainsi que de déformation en flexion du genou de la jambe affectée.

Une étude préliminaire de cohorte rétrospective menée par Brunner et al. [100] a évalué l'effet de la restauration de la démarche talon-pointe par l'utilisation d'orthèses fonctionnelles sur la rotation interne passive de la hanche. Le pied affecté a donc été maintenu dans une position anatomiquement correcte dans le but d'aligner la jambe et la direction de la marche. En cas de contracture du complexe gastro-soleus, une talonnette était fixée pour compenser l'équin et assurer ainsi un contact entre le talon et le sol.

L'étude a pu montrer que les patients qui ont réussi à corriger leur schéma de marche grâce à des orthèses (patients ayant une démarche talon-pointe (avec balancement antérograde) et portant leur orthèse au moins huit heures par jour pendant au moins un an) avaient une rotation interne passive de la hanche presque symétrique par rapport aux patients qui continuaient à marcher sur les orteils, qui avaient une rotation interne passive de la hanche plus asymétrique. Cette enquête de cohorte rétrospective donne un nouvel aspect intéressant du traitement conservateur de la démarche en équin. L'objectif principal du traitement ne devrait pas être principalement d'obtenir une position plantigrade du pied, mais de restaurer une démarche talon-pointe, si nécessaire avec une compensation de l'équin et d'accepter une correction ultérieure de la déformation de l'équin.

Ainsi, les déformations de la hanche et, dans le meilleur des cas, du genou sont évitées, le tonus global diminue et l'enfant peut s'entraîner à une démarche normale.

Les risques de l'allongement chirurgical de l'équin sont la récurrence et, pire encore, la diminution de la performance fonctionnelle due à l'affaiblissement de groupes musculaires importants comme le complexe gastro-soleus pour la propulsion, et les ischio-jambiers pour l'extension de la hanche. La conséquence peut être une déformation en talus et une démarche en triple flexion.

Par conséquent, dans la pratique clinique standard, pour vérifier si les patients risquent de se détériorer, une analyse de la marche est effectuée en préopératoire, puis les muscles éligibles sont injectés avec de la toxine botulique A et 6 semaines après l'injection, l'analyse de la marche sera répétée.

L'affaiblissement des muscles à l'aide de la toxine botulique peut révéler une stabilité limitée et une faiblesse musculaire globale, compensée par une augmentation du tonus dans les groupes musculaires injectés. (figure 10).



Figure 10 : Déstabilisation de la marche avec instabilité après une injection préopératoire de botox dans les ischio-jambiers. a+b avant injection, c+d après injection avec flexion accrue des genoux, rotation interne due à l'instabilité (avec l'aimable autorisation de R. Brunner)

La prise en charge chirurgicale comprend différents types de chirurgie visant à traiter le problème de l'équin spastique. Dans la plupart des cas, le concept principal du traitement chirurgical consiste à allonger le complexe muscle-tendon gastrocnémien-soleus [101-104]. Dans leur revue systématique, Shore et al [105] ont regroupé les résultats de dix procédures différentes par zones anatomiques. La zone 1 comprend toutes les interventions allant de l'origine du gastrocnémien jusqu'à la fin des fibres les plus distales du ventre médial du gastrocnémien, comme la procédure de Baumann et la récession distale du gastrocnémien de

Strayer. La zone 2 est définie par les repères du ventre du gastrocnémien et l'extrémité des fibres du muscle soléaire et comprend l'allongement aponévrotique du gastrocnémien de Baker et du Vulpius. La zone 3 est le tendon d'Achille lui-même et, par conséquent, toutes les formes d'allongement du tendon d'Achille font partie de ce groupe, l'une d'entre elles étant l'allongement du tendon d'Achille en Z (TAL).

L'objectif de l'étude systématique de Shore et al. était d'examiner les preuves concernant la prise en charge chirurgicale de la déformation en équin dans la PC, en comparant 35 articles. La recherche a suggéré que les deux facteurs les plus importants pour déterminer le résultat de la chirurgie chez les patients présentant un pied équin dans la PC étaient l'âge et le sous-type de PC (hémiplégié ou diplégie, [105]).

Cependant, cette étude a également révélé que la littérature était remplie d'études rétrospectives de séries de cas, sans groupes de contrôle et sans essais contrôlés randomisés, mais avec des groupes de patients hétérogènes et des suivis à court terme. Cela ne permettait pas de détecter le taux réel de déformation récurrente de l'équin et du pied talus et rendait les preuves insuffisantes pour déclarer une préférence pour une intervention chirurgicale spécifique. Cependant, la littérature indique une incidence plus élevée d'équin récurrent chez les enfants hémiplégiques, et une incidence plus élevée de marche plus modifiée et de la marche en triple flexion chez les enfants diplégiques, en particulier après des interventions sur le tendon d'Achille [105].

L'étude menée par Rutz et al. [106] a montré que la spasticité du muscle gastro-soleus dans l'équin spastique peut être réduite de manière significative par le raccourcissement du tendon du tibialis antérieur (TATS) en combinaison avec le TAL. Une réduction de la spasticité du muscle tibialis antérieur a été constatée chez les patients hémiplégiques. Dans l'évaluation clinique utilisant des tests musculaires manuels, il n'y a pas eu de changement dans la force musculaire du muscle gastro-soleus et du muscle tibialis antérieur à court terme. De plus, en postopératoire, 27 des 29 patients ont montré une dorsiflexion active de la cheville, absente lors du test préopératoire [106]. Cette étude a été la première à utiliser le Mouvement Analysis Profile (MAP) et le Gait Profil Score (GPS) [24] pour mesurer les résultats de la chirurgie dans le traitement du pied équin chez les enfants atteints de PC. La plus grande limite de cette étude est la durée de suivi limitée (14 mois seulement). En 2016, Tsjanget al. ont évalué le résultat de l'association de TATS et de l'allongement musculotendineux du mollet dans l'équin spastique. Cette procédure s'est avérée favorable au positionnement du pied pendant la marche [107]. Ils ont conclu que le TATS combiné à l'allongement du triceps est une procédure recommandée pour le traitement de l'équin spastique dans la PC. Ils ont également reconnu les limites de l'étude, car il s'agissait d'un suivi à court terme dans une population hétérogène, sans groupe de contrôle et les 19 patients avaient subi une chirurgie supplémentaire [107].

Une étude rétrospective très récente de Dussa et al. (2021) [108] a évalué l'efficacité de la combinaison du TATS et de l'allongement du triceps sur la dorsiflexion de la cheville dans la phase oscillante, et la position du pied dans le plan sagittal pendant la marche, en comparaison à l'allongement du triceps seul. L'étude n'a pas démontré une meilleure efficacité de la procédure combinée par rapport à l'allongement du muscle du mollet seul. L'allongement du triceps comprenait un allongement aponévrotique du muscle gastrocnémien, un allongement de Strayer ou en Z du tendon d'Achille (figure 11), en fonction du degré de contracture équine fixe. Si une TATS était effectuée, elle était décidée sans critères préétablis, alors que le TATS (figure 12) chez les patients de Rutz et al et Kläusler et al. a été réalisé en combinaison avec le TAL.

Kläusler et al. ont mené une étude rétrospective à long terme (5,8 ans) pour vérifier l'efficacité de la TATS en combinaison avec le TAL chez des patients PC GMFCS de niveau I-II [109]. L'étude a indiqué qu'après l'intervention, tous les patients étaient capables de marcher sans orthèse suro-pédieuse, et que tous les patients pouvaient effectuer une dorsiflexion active après la chirurgie. L'étude présentait plusieurs limites : un échantillon de petite taille (23 patients), l'absence de groupe de contrôle (patients non opérés ou patients opérés avec TAL uniquement), une perte de suivi chez trois patients (exclusion pour cause de récurrence), les résultats n'étaient pertinents que pour un seul sous-type de patients atteints de PC, et il n'y avait aucune mesure de la qualité de vie et de la fonction des patients [109].

Il est nécessaire de poursuivre les recherches avec des groupes de patients plus homogènes, mais les résultats sont prometteurs. Surtout si l'on considère un petit effort supplémentaire (environ 20 minutes de temps chirurgical supplémentaire, sans coûts supplémentaires importants pour les implants) et à traitement postopératoire identique (6 semaines de plâtre, suivies de 6 semaines d'orthèse suro-pédieuse rigide et d'environ 3 à 6 mois d'orthèse articulée) comme pour un allongement d'Achille isolé.

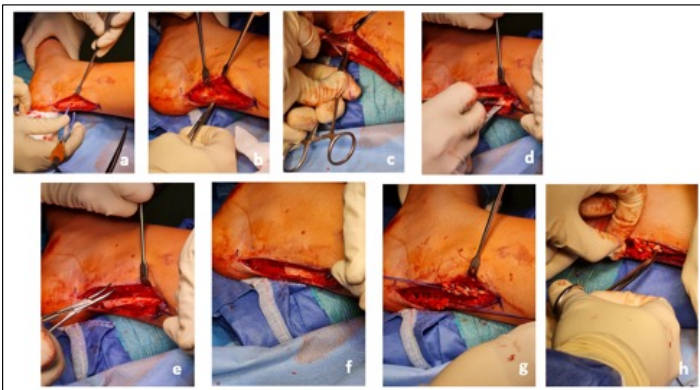


Figure 11 : Technique révisée de l'allongement du tendon d'Achille : a – dissection du tendon, b – séparation du tendon, c – section distale, d – section proximale, e – niveau d'allongement, f – réglage longueur, g – préparation suture renforcée, h – suture en tension avec la cheville à 90 degrés (avec l'aimable autorisation de E. Viehweger)



Figure 12 : Technique révisée du raccourcissement du Tibialis anterior. A – Niveau voie d'abord, b – isolation du tendon tibialis anterior, c – enroulement sur pince du tendon, d – insertion du fil non résorbable type fibertape, e – plicature tendineuse, f – suture transosseuse, g – raccourcissement du tendon tibialis anterior à pied libre avec objection de maintenir la cheville à 90° (avec l'aimable autorisation de E. Viehweger)

2.2 Stratégie de traitement chirurgical dans les cas de luxation de la hanche et de la colonne vertébrale de CP sévèrement atteints

Sur la base de l'intégration d'une stratégie de prise en charge basée sur des objectifs, la gestion chirurgicale de la dysplasie de la hanche et de la colonne vertébrale chez les enfants atteints de PC sévèrement atteints a maintenant changé et se concentre sur le traitement fonctionnel.

Chez l'enfant jeune, la dysplasie de la hanche doit être diagnostiquée précocement, soit par un programme de surveillance validé, soit par un suivi régulier et complet intégrant très tôt le chirurgien neuroorthopédiste, au moins pour fixer le projet thérapeutique commun.

L'objectif est d'obtenir un bassin bien équilibré et des hanches mobiles pour une position assise confortable et sans douleur à l'âge adulte. Cette position implique également une diminution du tonus global et de meilleures possibilités de soins quotidiens.

Le traitement de la spasticité par des injections ciblées de toxine botulique (Btx) doit être proposé très tôt vers l'âge de 24 mois [110].

De même, en cas de hanches subluxées, déséquilibrées, avec des contractures de muscles significatifs dans la physiopathologie des hanches CP, comme le psoas, les adducteurs de hanche ou les ischio-jambiers, des ténotomies sélectionnées et des injections de Btx peuvent être proposées et obtenir de bons résultats associés à un positionnement prolongé avec orthèse adaptée. Les résultats sont meilleurs si les hanches sont initialement mobiles, notamment avec une bonne rotation externe.

Néanmoins, dès qu'il existe des déformations structurelles sous-jacentes, et une raideur de la hanche avec une rotation interne dominante, l'association du traitement par Btx et de la chirurgie des tissus mous est insuffisante [111].

Si une reconstruction de la hanche est indiquée, il faut choisir entre une ostéotomie de dérotation fémorale et de varisation associée ou non à une ostéotomie

pelvienne. Dans les cas précoces avec dysplasie fémorale isolée (antétorsion accrue, coxa valga) une correction fémorale isolée peut être suffisante, associée à une chirurgie des tissus mous de rééquilibrage du bassin et un traitement Btx. Le CT-scan préopératoire peut aider à décrire la dysplasie [74].

L'arthrographie per-opératoire permet de décrire la dysplasie acétabulaire et la position du labrum, une fois la tête fémorale repositionnée.

Si la tête fémorale n'est pas positionnée correctement, une capsulotomie et une révision acétabulaire peuvent être nécessaires.

Pour corriger la dysplasie acétabulaire, l'opération standard actuelle consiste en une acétabuloplastie de Dega ou de Pemberton. À la fin de l'opération, la hanche doit être autostable.

L'immobilisation postopératoire sera assurée par un positionnement en abduction et une orthèse souple du membre inférieur (figure 13) pendant trois semaines, puis la nuit et en fauteuil roulant au moins pendant un an. L'immobilisation plâtrée ne sera indiquée que dans de rares cas d'instabilité ostéoporotique. En particulier, l'immobilisation en position d'abduction extrême n'est plus recommandée. Lorsqu'une augmentation du tonus perturbe l'équilibre pelvien et la symétrie de l'assise, un traitement du tonus doit être associé pour accompagner la prise en charge postopératoire.



Figure 13 : Immobilisation postopératoire après une reconstruction de la hanche PC

Même en cas de luxations douloureuses sévères tardives, la chirurgie palliative, comme les résections du col de la tête, doivent être évitées et une reconstruction tardive de la hanche ou une arthroplastie de la hanche doit être envisagée. La chirurgie reconstructive de la hanche peut améliorer la douleur et la fonction, même si la hanche est incongrue dans la période postopératoire immédiate. Les études à long terme rapportent une plasticité considérable de la tête fémorale déformée jusqu'à l'adolescence [112].

Les chirurgies palliatives ne sont couronnées de succès que si les hanches restent mobiles sans empiètement sur le bassin. Une chirurgie des parties molles périarticulaires associée à des injections de Btx à deux ou trois reprises peut améliorer à moyen terme des

douleurs d'une hanche subluxée et la vie quotidienne du patient.

En cas de présence concomitante d'une scoliose marquée et d'une luxation de la hanche, il existe maintenant un raisonnement standardisé sur l'ordre du traitement chirurgical. Si la hanche est mobile, on peut stabiliser d'abord le rachis pour un meilleur positionnement du tronc avec correction du bassin oblique d'origine haute. La famille doit être avertie que la dégénérescence de la hanche peut se produire dans les mois suivants en raison de la redistribution des contraintes sur la hanche [113].

Mais en cas de hanches raides, à luxation antérieure ou à grand coup de vent des hanches, la correction de la colonne vertébrale en premier avec fixation du bassin peut rendre la position assise impossible ou nécessitera une position assise très asymétrique. La solution chirurgicale sera de reconstruire d'abord la hanche pour améliorer la mobilité et la stabilité de l'articulation de la hanche, pour traiter les contractures et pour corriger la déformation anatomique.

Références

- [1] Pantiliadis CP. Cerebral palsy: a multidisciplinary approach. Springer; 2018.
- [2] Rosenbaum P. A report: the definition and classification of cerebral palsy April 2006. *Developmental Medicine & Child Neurology Supplement* 2007; 109:8–14.
- [3] Schiariti V, Selb M, Cieza A, O'Donnell M. International Classification of Functioning, Disability and Health Core Sets for children and youth with cerebral palsy: a consensus meeting. *Developmental Medicine & Child Neurology* 2015; 57:149–158.
- [4] World Health Organization. International classification of functioning, disability and health: children and youth version: ICF-CY. World Health Organization; 2007.
- [5] Schiariti V, Selb M, Cieza A, O'Donnell M. International Classification of Functioning, Disability and Health Core Sets for children and youth with cerebral palsy: a consensus meeting. *Developmental Medicine & Child Neurology* 2015; 57:149–158.
- [6] Schiariti V, Klassen AF, Cieza A, Sauve K, O'Donnell M, Armstrong R, Mâsse LC. Comparing contents of outcome measures in cerebral palsy using the international classification of functioning (ICF-CY): A systematic review. *European Journal of Paediatric Neurology* 2014; 18:1–12.
- [7] Schwartz AE, Kramer JM, Longo AL. Patient-reported outcome measures for young people with developmental disabilities: incorporation of design features to reduce cognitive demands. *Developmental Medicine & Child Neurology* 2018; 60:173–184.

- [8] Ryan CG, Grant PM, Tigbe WW, Granat MH. The validity and reliability of a novel activity monitor as a measure of walking. *British Journal of Sports Medicine* 2006; 40:779–784.
- [9] Donoghue DO, Kennedy N. Validity of an activity monitor in young people with cerebral palsy gross motor function classification system level I. *Physiol Meas* 2014; 35:2307–2318.
- [10] Carcreff L, Gerber CN, Paraschiv-Ionescu A, De Coulon G, Newman CJ, Armand S, Aminian K. What is the Best Configuration of Wearable Sensors to Measure Spatiotemporal Gait Parameters in Children with Cerebral Palsy? *Sensors* 2018; 18:394.
- [11] Picerno P. 25 years of lower limb joint kinematics by using inertial and magnetic sensors: A review of methodological approaches. *Gait & Posture* 2017; 51:239–246.
- [12] Cutlip RG, Mancinelli C, Huber F, DiPasquale J. Evaluation of an instrumented walkway for measurement of the kinematic parameters of gait. *Gait & Posture* 2000; 12:134–138.
- [13] Schaff P, Hauser W. Dynamische Druckverteilungsmessung mit flexiblen Meßmatten - ein innovatives Meßverfahren in der Sportorthopädie und Traumatologie. *Sportverletz Sportschaden* 1987; 1:185–222.
- [14] Zhu HS, Wertsch JJ, Harris GF, Loftsgaarden JD, Price MB. Foot pressure distribution during walking and shuffling. *Arch Phys Med Rehabil* 1991; 72:390–397.
- [15] Jacobs D, Farid L, Ferré S, Herraes K, Gracies J-M, Hutin E. Evaluation of the Validity and Reliability of Connected Insoles to Measure Gait Parameters in Healthy Adults. *Sensors* 2021; 21:6543.
- [16] Taha Z, Brown R, Wright D. A neural network approach to markerless measurement of human motion. *Biomed Sci Instrum* 1997; 33:441–446.
- [17] Mündermann L, Corazza S, Andriacchi TP. The evolution of methods for the capture of human movement leading to markerless motion capture for biomechanical applications. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* 2006; 3:6.
- [18] Kanko RM, Laende EK, Davis EM, Selbie WS, Deluzio KJ. Concurrent assessment of gait kinematics using marker-based and markerless motion capture. *J Biomech* 2021; 127:110665.
- [19] Kanko RM, Laende E, Selbie WS, Deluzio KJ. Inter-session repeatability of markerless motion capture gait kinematics. *J Biomech* 2021; 121:110422.
- [20] Smith SHL, Coppack RJ, van den Bogert AJ, Bennett AN, Bull AMJ. Review of musculoskeletal modelling in a clinical setting: Current use in rehabilitation design, surgical decision making and healthcare interventions. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2021; 83:105292.
- [21] Chia K, Fischer I, Thomason P, Graham HK, Sangeux M. A Decision Support System to Facilitate Identification of Musculoskeletal Impairments and Propose Recommendations Using Gait Analysis in Children With Cerebral Palsy. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology* 2020; 8:529415.
- [22] Franki I, De Cat J, Deschepper E, Molenaers G, Desloovere K, Himpens E, Vanderstraeten G, Van den Broeck C. A clinical decision framework for the identification of main problems and treatment goals for ambulant children with bilateral spastic cerebral palsy. *Research in Developmental Disabilities* 2014; 35:1160–1176.
- [23] Baker R. *Measuring Walking: A Handbook of Clinical Gait Analysis*. Cambridge: Mac Keith Press; 2013.
- [24] Baker R, McGinley JL, Schwartz MH, Beynon S, Rozumalski A, Graham HK, Tirosh O. The gait profile score and movement analysis profile. *Gait & Posture* 2009; 30:265–9.
- [25] Schutte LM, Narayanan U, Stout JL, Selber P, Gage JR, Schwartz MH. An index for quantifying deviations from normal gait. *Gait & Posture* 2000; 11:25–31.
- [26] Erdemir A, McLean S, Herzog W, van den Bogert AJ. Model-based estimation of muscle forces exerted during movements. *Clinical Biomechanics* 2007; 22:131–154.
- [27] Hawkins D, Hull ML. A method for determining lower extremity muscle-tendon lengths during flexion/extension movements. *Journal of Biomechanics* 1990; 23:487–494.
- [28] Correa T a, Baker R, Kerr Graham H, Pandya MG, Graham HK. Accuracy of generic musculoskeletal models in predicting the functional roles of muscles in human gait. *Journal of Biomechanics* 2011; 44:2096–105.
- [29] Kainz H, Schwartz MH. The importance of a consistent workflow to estimate muscle-tendon lengths based on joint angles from the conventional gait model. *Gait Posture* 2021; 88:1–9.
- [30] Lampire N, Roche N, Carne P, Cheze L, Pradon D. Effect of botulinum toxin injection on length and lengthening velocity of rectus femoris during gait in hemiparetic patients. *Clinical Biomechanics* 2013; 28:164–170.
- [31] Laracca E, Stewart C, Postans N, Roberts A. The effects of surgical lengthening of hamstring muscles in children with cerebral palsy—The consequences of pre-operative muscle length measurement. *Gait & Posture* 2014; 39:847–851.

- [32] Salami F, Brosa J, Van Drongelen S, Klotz MCM, Dreher T, Wolf SI, Thielen M. Long-term muscle changes after hamstring lengthening in children with bilateral cerebral palsy. *Developmental Medicine & Child Neurology* 2019; 61:791–797.
- [33] Osborne M, Mueske NM, Rethlefsen SA, Kay RM, Wren TAL. Pre-operative hamstring length and velocity do not explain the reduced effectiveness of repeat hamstring lengthening in children with cerebral palsy and crouch gait. *Gait & Posture* 2019; 68:323–328.
- [34] Sloom LH, van der Krogt MM. Interpreting Joint Moments and Powers in Gait. In: Müller B, Wolf SI, Brüeggemann G-P, Deng Z, McIntosh A, Miller F, Selbie WS (eds.), *Handbook of Human Motion*. Cham: Springer International Publishing; 2017:1–19.
- [35] Andersen MS. 4 - Introduction to musculoskeletal modelling. In: Jin Z, Li J, Chen Z (eds.), *Computational Modelling of Biomechanics and Biotribology in the Musculoskeletal System (Second Edition)*. Woodhead Publishing; 2021:41–80.
- [36] Killen BA, Falisse A, De Groote F, Jonkers I. In Silico-Enhanced Treatment and Rehabilitation Planning for Patients with Musculoskeletal Disorders: Can Musculoskeletal Modelling and Dynamic Simulations Really Impact Current Clinical Practice? *Applied Sciences* 2020; 10:7255.
- [37] van Rossom S, Smith CR, Thelen DG, Vanwanseele B, Van Assche D, Jonkers I. Knee Joint Loading in Healthy Adults During Functional Exercises: Implications for Rehabilitation Guidelines. *J Orthop Sports Phys Ther* 2018; 48:162–173.
- [38] Schwartz M, Lakin G. The effect of tibial torsion on the dynamic function of the soleus during gait. *Gait & Posture* 2003; 17:113–118.
- [39] Kimmel SA, Schwartz MH. A baseline of dynamic muscle function during gait. *Gait & Posture* 2006; 23:211–221.
- [40] Souza TR, Schallig W, Veerkamp K, Magalhães FA, Okai-Nóbrega LA, Fonseca ST, van der Krogt MM. Muscle actions on crossed and non-crossed joints during upright standing and gait: A comprehensive description based on induced acceleration analysis. *Journal of Biomechanics* 2022; 130:110874.
- [41] Delp SL, Anderson FC, Arnold AS, Loan P, Habib A, John CT, Guendelman E, Thelen DG. OpenSim: open-source software to create and analyze dynamic simulations of movement. *IEEE Trans Biomed Eng* 2007; 54:1940–1950.
- [42] Damsgaard M, Rasmussen J, Christensen ST, Surma E, de Zee M. Analysis of musculoskeletal systems in the AnyBody Modeling System. *Simulation Modelling Practice and Theory* 2006; 14:1100–1111.
- [43] Fournier BN, Lemaire ED, Smith AJJ, Doumit M. Modeling and Simulation of a Lower Extremity Powered Exoskeleton. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering* 2018; 26:1596–1603.
- [44] Brandon SCE, Brown MJ, Clouthier AL, Campbell A, Richards JD, Deluzio KJ. Contributions of muscles and external forces to medial knee load reduction due to osteoarthritis braces. *The Knee* 2019; 26:564–577.
- [45] Choi H, Bjornson K, Fatone S, Steele KM. Using musculoskeletal modeling to evaluate the effect of ankle foot orthosis tuning on musculotendon dynamics: a case study. *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology* 2016; 11:613–618.
- [46] Rosenberg M, Steele KM. Simulated impacts of ankle foot orthoses on muscle demand and recruitment in typically-developing children and children with cerebral palsy and crouch gait. *PLOS ONE* 2017; 12:e0180219.
- [47] Romkes J, Brunner R. An electromyographic analysis of obligatory (hemiplegic cerebral palsy) and voluntary (normal) unilateral toe-walking. *Gait & Posture* 2007; 26:577–586.
- [48] Pitto L, Kainz H, Falisse A, Wesseling M, Van Rossom S, Hoang H, Papageorgiou E, Halleman A, Desloovere K, Molenaers G, Van Campenhout A, De Groote F, et al. SimCP: A Simulation Platform to Predict Gait Performance Following Orthopedic Intervention in Children With Cerebral Palsy. *Frontiers in Neurorobotics* 2019; 13:54.
- [49] Veerkamp K, Schallig W, Harlaar J, Pizzolato C, Carty CP, Lloyd DG, van der Krogt MM. The effects of electromyography-assisted modelling in estimating musculotendon forces during gait in children with cerebral palsy. *Journal of Biomechanics* 2019; 92:45–53.
- [50] Falisse A, Serrancolí G, Dembia CL, Gillis J, Jonkers I, De Groote F. Rapid predictive simulations with complex musculoskeletal models suggest that diverse healthy and pathological human gaits can emerge from similar control strategies. *Journal of The Royal Society Interface* 2019; 16:20190402.
- [51] Geijtenbeek T. SCONE: Open Source Software for Predictive Simulation of Biological Motion. *Journal of Open Source Software* 2019; 4:1421.
- [52] Perspective on musculoskeletal modelling and predictive simulations of human movement to assess the neuromechanics of gait | *Proceedings of the Royal Society B: Biological Sciences*. <https://royalsocietypublishing.org/doi/full/10.1098/rspb.2020.2432>. Accessed 24 December 2021.
- [53] Waterval NFJ, Veerkamp K, Geijtenbeek T, Harlaar J, Nollet F, Brehm MA, van der Krogt MM. Validation of forward simulations to predict the effects of bilateral

- plantarflexor weakness on gait. *Gait & Posture* 2021; 87:33–42.
- [54] The Effect of Quadriceps Contractures on Gait and its Adaptation Strategy | IEEE Conference Publication | IEEE Xplore. <https://ieeexplore.ieee.org/document/9398766>. Accessed 24 December 2021.
- [55] Bergmann G, Deuretzbacher G, Heller M, Graichen F, Rohlmann A, Strauss J, Duda GN. Hip contact forces and gait patterns from routine activities. *J Biomech* 2001; 34:859–871.
- [56] Baltzopoulos V. Inverse dynamics, joint reaction forces and loading in the musculoskeletal system: guidelines for correct mechanical terms and recommendations for accurate reporting of results. *Sports Biomech* 2021:1–14.
- [57] Vigotsky AD, Zelik KE, Lake J, Hinrichs RN. Mechanical misconceptions: Have we lost the ‘mechanics’ in ‘sports biomechanics’? *J Biomech* 2019; 93:1–5.
- [58] Van Rossom S, Kainz H, Wesseling M, Papageorgiou E, De Groote F, Van Campenhout A, Molenaers G, Desloovere K, Jonkers I. Single-event multilevel surgery, but not botulinum toxin injections normalize joint loading in cerebral palsy patients. *Clinical Biomechanics* 2020; 76:105025.
- [59] Holder J, Feja Z, van Drongelen S, Adolf S, Böhm H, Meurer A, Stief F. Effect of guided growth intervention on static leg alignment and dynamic knee contact forces during gait. *Gait Posture* 2020; 78:80–88.
- [60] Lenhart RL, Brandon SCE, Smith CR, Novacheck TF, Schwartz MH, Thelen DG. Influence of patellar position on the knee extensor mechanism in normal and crouched walking. *Journal of Biomechanics* 2017; 51:1–7.
- [61] Bittmann MF, Lenhart RL, Schwartz MH, Novacheck TF, Hetzel S, Thelen DG. How does patellar tendon advancement alter the knee extensor mechanism in children treated for crouch gait? *Gait & Posture* 2018; 64:248–254.
- [62] Ackland DC, Lin Y-C, Pandy MG. Sensitivity of model predictions of muscle function to changes in moment arms and muscle-tendon properties: a Monte-Carlo analysis. *Journal of Biomechanics* 2012; 45:1463–71.
- [63] Moissenet F, Modenese L, Dumas R. Alterations of musculoskeletal models for a more accurate estimation of lower limb joint contact forces during normal gait: A systematic review. *J Biomech* 2017; 63:8–20.
- [64] Scheys L, Desloovere K, Suetens P, Jonkers I. Level of subject-specific detail in musculoskeletal models affects hip moment arm length calculation during gait in pediatric subjects with increased femoral anteversion. *Journal of Biomechanics* 2011; 44:1346–1353.
- [65] Fernandez J, Zhang J, Heidlauf T, Sartori M, Besier T, Röhrle O, Lloyd D. Multiscale musculoskeletal modelling, data–model fusion and electromyography-informed modelling. *Interface Focus* 2016; 6:20150084.
- [66] Zhang J, Sorby H, Clement J, Thomas CDL, Hunter P, Nielsen P, Lloyd D, Taylor M, Besier T. The MAP Client: User-Friendly Musculoskeletal Modelling Workflows. In: Bello F, Cotin S (eds.), *Biomedical Simulation*. Cham: Springer International Publishing; 2014:182–192.
- [67] Suwarganda EK, Diamond LE, Lloyd DG, Besier TF, Zhang J, Killen BA, Savage TN, Saxby DJ. Minimal medical imaging can accurately reconstruct geometric bone models for musculoskeletal models. *PLoS One* 2019; 14:e0205628.
- [68] Fernandez J, Dickinson A, Hunter P. Population based approaches to computational musculoskeletal modelling. *Biomech Model Mechanobiol* 2020; 19:1165–1168.
- [69] Mackay J, Thomason P, Sangeux M, Passmore E, Francis K, Graham HK. The impact of symptomatic femoral neck anteversion and tibial torsion on gait, function and participation in children and adolescents. *Gait & Posture* 2021; 86:144–149.
- [70] Passmore E, Graham HK, Pandy MG, Sangeux M. Hip- and patellofemoral-joint loading during gait are increased in children with idiopathic torsional deformities. *Gait Posture* 2018; 63:228–235.
- [71] Passmore E, Graham HK, Sangeux M. Defining the medial-lateral axis of the femur: Medical imaging, conventional and functional calibration methods lead to differences in hip rotation kinematics for children with torsional deformities. *Journal of Biomechanics* 2018; 69:156–163.
- [72] De Pieri E, Friesenbichler B, List R, Monn S, Casartelli NC, Leunig M, Ferguson SJ. Subject-Specific Modeling of Femoral Torsion Influences the Prediction of Hip Loading During Gait in Asymptomatic Adults. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology* 2021; 9.
- [73] Sangeux M, Mahy J, Graham H. Do physical examination and CT-scan measures of femoral neck anteversion and tibial torsion relate to each other? *Gait & Posture* 2014; 39:12–6.
- [74] Viehweger E, Kläusler M, Loucheur N. Paralytic dislocation of the hip in children. *Orthop Traumatol Surg Res* 2021:103166.
- [75] Ravens-Sieberer U, Schmidt S, Gosch A, Erhart M, Petersen C, Bullinger M. Measuring subjective health in children and adolescents: results of the European KIDSCREEN/DISABKIDS Project. *Psychosoc Med* 2007; 4:Doc08.
- [76] Thomason P, Tan A, Donnan A, Rodda J, Graham HK, Narayanan U. The Gait Outcomes Assessment List

(GOAL): validation of a new assessment of gait function for children with cerebral palsy. *Developmental Medicine & Child Neurology* 2018; 60:618–623.

[77] Narayanan UG, Fehlings D, Weir S, Knights S, Kiran S, Campbell K. Initial development and validation of the Caregiver Priorities and Child Health Index of Life with Disabilities (CPCHILD). *Dev Med Child Neurol* 2006; 48:804–812.

[78] Novak I, Mcintyre S, Morgan C, Campbell L, Dark L, Morton N, Stumbles E, Wilson S-A, Goldsmith S. A systematic review of interventions for children with cerebral palsy: state of the evidence. *Developmental Medicine & Child Neurology* 2013; 55:885–910.

[79] Novak I, Morgan C, Fahey M, Finch-Edmondson M, Galea C, Hines A, Langdon K, Namara MM, Paton MC, Popat H, Shore B, Khamis A, et al. State of the Evidence Traffic Lights 2019: Systematic Review of Interventions for Preventing and Treating Children with Cerebral Palsy. *Curr Neurol Neurosci Rep* 2020; 20:3.

[80] Rééducation et réadaptation de la fonction motrice de l'appareil locomoteur des personnes diagnostiquées de paralysie cérébrale. Recommandation de bonne pratique. 2021.

[81] Rééducation et réadaptation de la fonction motrice de l'appareil locomoteur des personnes diagnostiquées de paralysie cérébrale. https://www.has-sante.fr/jcms/p_3166294/fr/reeducation-et-readaptation-de-la-fonction-motrice-de-l-appareil-locomoteur-des-personnes-diagnostiquees-de-paralysie-cerebrale. Accessed 10 January 2022.

[82] Scholtes VA, Becher JG, Comuth A, Dekkers H, Van Dijk L, Dallmeijer AJ. Effectiveness of functional progressive resistance exercise strength training on muscle strength and mobility in children with cerebral palsy: a randomized controlled trial. *Dev Med Child Neurol* 2010; 52:e107-13.

[83] Taylor NF, Dodd KJ, Baker RJ, Willoughby K, Thomason P, Graham HK. Progressive resistance training and mobility-related function in young people with cerebral palsy: a randomized controlled trial. *Dev Med Child Neurol* 2013; 55:806–12.

[84] Damiano DL, Abel MF. Functional outcomes of strength training in spastic cerebral palsy. *Arch Phys Med Rehabil* 1998; 79:119–25.

[85] Damiano DL. Activity, activity, activity: rethinking our physical therapy approach to cerebral palsy. *Phys Ther* 2006; 86:1534–40.

[86] Scholtes VA, Dallmeijer AJ, Rameckers EA, Verschuren O, Tempelaars E, Hensen M, Becher JG. Lower limb strength training in children with cerebral palsy--a randomized controlled trial protocol for functional strength training based on progressive resistance exercise principles. *BMC Pediatr* 2008; 8:41.

[87] Dodd KJ, Taylor NF, Damiano DL. A systematic review of the effectiveness of strength-training programs for people with cerebral palsy. *Arch Phys Med Rehabil* 2002; 83:1157–64.

[88] Moreau NG, Falvo MJ, Damiano DL. Rapid force generation is impaired in cerebral palsy and is related to decreased muscle size and functional mobility. *Gait Posture* 2012; 35:154–8.

[89] Schranz C, Kruse A, Belohlavek T, Steinwender G, Tilp M, Pieber T, Svehlik M. Does Home-Based Progressive Resistance or High-Intensity Circuit Training Improve Strength, Function, Activity or Participation in Children With Cerebral Palsy? *Arch Phys Med Rehabil* 2018; 99:2457-2464 e4.

[90] Blundell SW, Shepherd RB, Dean CM, Adams RD, Cahill BM. Functional strength training in cerebral palsy: a pilot study of a group circuit training class for children aged 4-8 years. *Clin Rehabil* 2003; 17:48–57.

[91] Guedin A Gaveau, J. Musculation à haute intensité et paralysie cérébrale : utopie ou révolution? *Motricité Cérébrale* 2019; Volume 40:30–41.

[92] Aisen ML, Kerkovich D, Mast J, Mulroy S, Wren TA, Kay RM, Rethlefsen SA. Cerebral palsy: clinical care and neurological rehabilitation. *Lancet Neurol* 2011; 10:844–852.

[93] Ritzmann R, Stark C, Krause A. Vibration therapy in patients with cerebral palsy: a systematic review. *NDT* 2018; Volume 14:1607–1625.

[94] Verschuren O, Ketelaar M, Takken T, Helders PJM, Gorter JW. Exercise programs for children with cerebral palsy: a systematic review of the literature. *Am J Phys Med Rehabil* 2008; 87:404–417.

[95] Souron R, Besson T, Millet GY, Lapole T. Acute and chronic neuromuscular adaptations to local vibration training. *Eur J Appl Physiol* 2017; 117:1939–1964.

[96] Ritzmann R, Gollhofer A, Kramer A. The influence of vibration type, frequency, body position and additional load on the neuromuscular activity during whole body vibration. *Eur J Appl Physiol* 2013; 113:1–11.

[97] Swolin-Eide D, Magnusson P. Does Whole-Body Vibration Treatment Make Children's Bones Stronger? *Curr Osteoporosis Rep* 2020; 18:471–479.

[98] Westhoff B, Weimann-Stahlschmidt K, Krauspe R. [Spastic equinus foot]. *Orthopade* 2011; 40:637–47.

[99] Wren TA, Rethlefsen S, Kay RM. Prevalence of specific gait abnormalities in children with cerebral palsy: influence of cerebral palsy subtype, age, and previous surgery. *J Pediatr Orthop* 2005; 25:79–83.

[100] Brunner R, Taylor WR, Visscher RMS. Restoration of Heel-Toe Gait Patterns for the Prevention of Asymmetrical Hip Internal Rotation in Patients with Unilateral Spastic Cerebral Palsy. *Children (Basel)* 2021; 8.

[101] Baker LD. Triceps surae syndrome in cerebral palsy; an operation to aid in its relief. *AMA Arch Surg* 1954; 68:216–21.

[102] Strayer LM Jr. Recession of the gastrocnemius; an operation to relieve spastic contracture of the calf muscles. *J Bone Joint Surg Am* 1950; 32-A:671–6.

[103] Baumann JU. [Treatment of pediatric spastic foot deformities]. *Orthopade* 1986; 15:191–8.

[104] O. V, A. S. *Orthopädische Operationslehre*. F. Enke; 1913.

[105] Shore BJ, White N, Kerr Graham H. Surgical correction of equinus deformity in children with cerebral palsy: a systematic review. *J Child Orthop* 2010; 4:277–90.

[106] Rutz E, Baker R, Tirosh O, Romkes J, Haase C, Brunner R. Tibialis anterior tendon shortening in combination with Achilles tendon lengthening in spastic equinus in cerebral palsy. *Gait Posture* 2011; 33:152–7.

[107] Tsang STJJ, McMorran D, Robinson L, Herman J, Robb JE, Gaston MS. A cohort study of tibialis anterior tendon shortening in combination with calf muscle lengthening in spastic equinus in cerebral palsy. *Gait Posture* 2016; 50:23–27.

[108] Dussa CU, Bohm H, Doderlein L, Fujak A. Is shortening of Tibialis Anterior in addition to calf muscle lengthening required to improve the active dorsal extension of the ankle joint in patients with Cerebral Palsy? *Gait Posture* 2021; 83:210–216.

[109] Klausler M, Speth BM, Brunner R, Tirosh O, Camathias C, Rutz E. Long-term follow-up after tibialis anterior tendon shortening in combination with Achilles tendon lengthening in spastic equinus in cerebral palsy. *Gait Posture* 2017; 58:457–462.

[110] Pidcock FS, Fish DE, Johnson-Greene D, Borrás I, McGready J, Silberstein CE. Hip migration percentage in children with cerebral palsy treated with botulinum toxin type A. *Arch Phys Med Rehabil* 2005; 86:431–435.

[111] Graham HK, Boyd R, Carlin JB, Dobson F, Lowe K, Nattrass G, Thomason P, Wolfe R, Reddihough D. Does botulinum toxin a combined with bracing prevent hip displacement in children with cerebral palsy and 'hips at risk'? A randomized, controlled trial. *J Bone Joint Surg Am* 2008; 90:23–33.

[112] Braatz F, Eidemüller A, Klotz MC, Beckmann NA, Wolf SI, Dreher T. Hip reconstruction surgery is

successful in restoring joint congruity in patients with cerebral palsy: long-term outcome. *Int Orthop* 2014; 38:2237–2243.

[113] Helenius IJ, Viehweger E, Castelein RM. Cerebral palsy with dislocated hip and scoliosis: What to deal with first? *Journal of Children's Orthopaedics* 2020; 14:24–29.

DOI : 10.34814/sofop-2022-011