

Support à l'analyse et à l'interprétation des paramètres spatiotemporels recueillis lors de l'analyse de la marche

Table des matières

Introduction.....	2
Rappel : le cycle de marche.....	2
Les domaines des PST.....	4
Domaine du rythme	4
Cadence	4
Walk Ratio	6
Domaine de l'allure	7
Longueur de pas (m ou cm).....	7
La vitesse de marche	8
Domaine des phases.....	10
Durée d'appui.....	10
Rapport simple/double appui	12
Domaine du contrôle postural	13
Largeur de pas / base d'appui	13
Variabilité de la largeur de pas.....	14
Asymétrie de la longueur de pas.....	15
Angle de progression du pied.....	17
Domaine de l'asymétrie	18
Domaine de la variabilité	19
Domaine des scores composites	19
Enhanced Gait Variabilité Index	19
Functional Ambulation Performance Score (FAPS).....	20
Relations entre le FAPS et l'eGVI dans la prise en charge thérapeutique	21
Centre de pression	21
Bibliographie	23

Introduction

La marche est une activité fondamentale de l'être humain, essentielle à son autonomie et sa qualité de vie. Si marcher est une tâche, ou un loisir, qui nous paraît simple au quotidien, la locomotion n'en reste pas moins une activité complexe qui nécessite la coordination fine d'un ensemble de systèmes corporels. Ainsi, une marche harmonieuse et efficace va résulter de l'interaction du système nerveux central, du système-musculo-squelettique et du système nerveux périphérique qui permet la perception des informations sensorielles, intégrés au niveau central. La compréhension de la marche humaine nécessite donc une approche multifactorielle, intégrant des connaissances en biomécanique et en neurophysiologie.

L'expression du fonctionnement des différents systèmes mis en jeu au cours de la marche peut être observé au travers d'une multitude de variables et de paramètres. Parmi ces nombreux éléments, les paramètres spatiotemporels (PST) occupent une place essentielle. Ce sont des mesures objectives et quantifiables qui reflètent la temporalité et la spatialité de la marche.

Leur analyse et leur interprétation présentent de nombreux avantages dans le cadre de la prise en charge des patients ayant des troubles locomoteurs :

- Evaluation et diagnostique : en permettant de détecter et de quantifier les anomalies de la marche.
- Suivi de l'évolution et de l'efficacité de la prise en charge : mesurer les PST à différents instants de la prise en charge d'un patient permet de suivre ses progrès et d'ajuster la prise en charge en conséquence. L'analyse de l'évolution de certains scores de marche peut également permettre une aide à la décision concernant l'appareillage ou l'aide de marche du patient.
- Ajustement de la prise en charge : en détectant les déficits propres à chaque patient, l'analyse des PST permet de construire des programmes de rééducation ciblant spécifiquement ces déficits.

Rappel : le cycle de marche

La marche implique l'utilisation d'une répétition de séquence de mouvements des segments corporels pour déplacer l'ensemble du corps vers l'avant tout en maintenant sa stabilité. Cela implique une série d'interaction entre les deux membres inférieurs, les membres supérieurs, les segments axiaux et la masse corporelle. Cette interaction constitue une reproduction de cycles, qui vont être périodiques, automatiques et symétriques.

Le corps avance donc en utilisant de manière alternative un membre inférieur comme support, pendant que l'autre s'avance vers le nouveau site de support, et cette séquence continue jusqu'à ce que le corps arrive à sa destination finale. Il n'y a pas de point de départ ou de fin spécifique à un cycle de marche. Il débute lors d'un évènement identifiable du cycle

et se termine à la survenue subséquente de ce même évènement. Par convention un cycle de marche débute lors du contact initial du pied avec le sol (initial contact) et se termine lors du contact du même pied avec le sol. On normalise la durée de ce cycle en %, de 0 à 100%. Lorsque l'on s'intéresse au cycle de marche, on s'intéresse à un seul membre inférieur. L'autre membre inférieur réalise la même action, mais de manière décalé dans le temps (50%). Sauf dans le cas d'une asymétrie de marche (hémiplegie, amputés...).

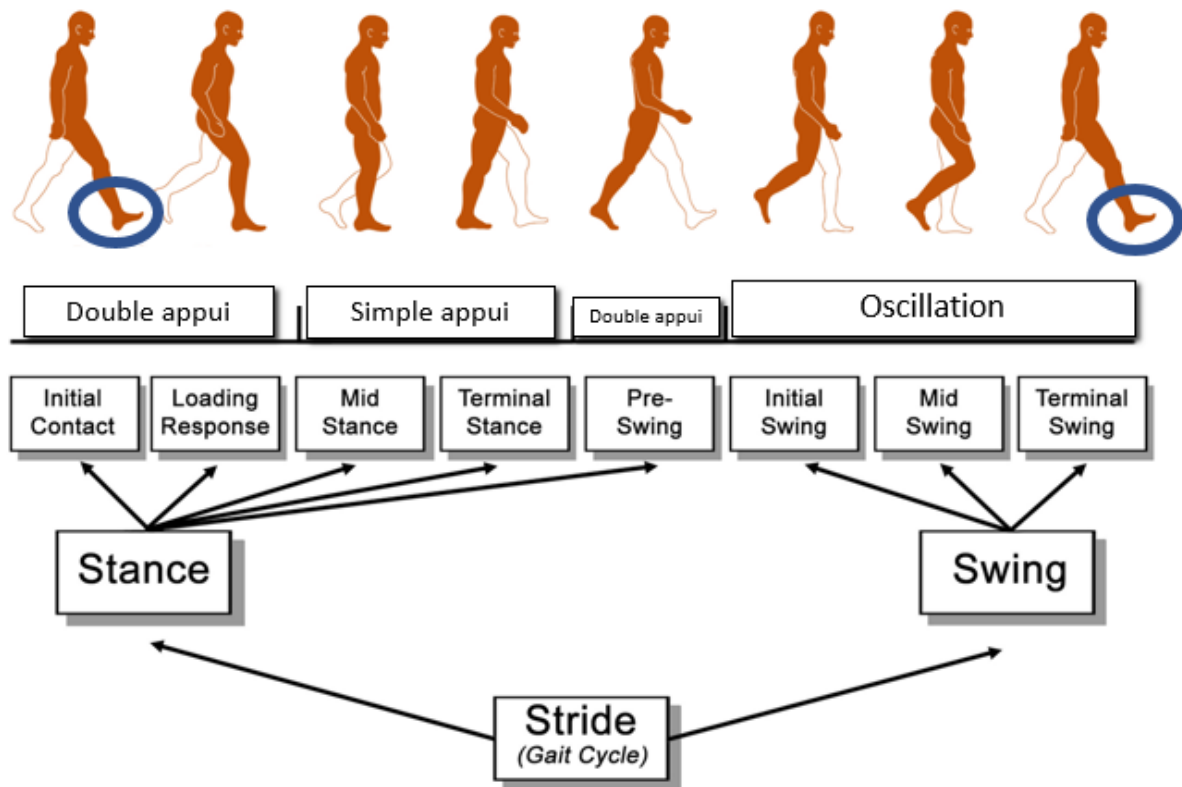


Figure 1 : découpage du cycle de marche

Les cycles sont d'abord divisés en deux grandes phases :

- Une phase d'appui (« stance » en anglais), lorsque le pied est en contact avec le sol. (du contact initial au décolllement des orteils). Cette phase dure 60% du cycle de marche. Elle va contenir deux doubles appuis (0-10% et 50-60%) et un simple appui (10-50%).
- Une phase d'oscillation (« swing » en anglais), qui démarre au décolllement des orteils et se termine au contact initial. Pendant cette phase qui dure 40% du cycle, le membre inférieur oscillant progresse vers l'avant.

Ces deux phases, qui constituent le cycle de marche, se subdivisent ensuite en 8 sous-phases, qui permettent de réaliser trois tâches basique de la marche définies par Perry et Burnfield :

- **Acceptation du poids** : Cette phase de la marche correspond au moment où le pied qui avance touche le sol et commence à supporter le poids du corps. C'est une étape cruciale pour l'absorption des chocs et la stabilisation initiale.
- **Appui unipodal** : Cette phase se réfère à la période pendant laquelle un seul membre inférieur supporte tout le poids du corps, tandis que l'autre membre avance. Cette phase est essentielle pour la stabilité et la propulsion du corps.
- **Avancement du membre en oscillation** : Cette phase concerne le mouvement du membre qui n'est pas en appui, le déplaçant de l'arrière vers l'avant pour préparer le prochain pas.

Les domaines des PST

Dans la littérature, on retrouve une multitude de PST différents, qui découlent tous, en réalité, de quelques paramètres de base. Ils reflètent la temporalité et la spatialité de la marche.

Pour simplifier l'interprétation, il est plus pratique de regrouper les PST qui traitent d'un même aspect de la marche et de se concentrer sur l'analyse individuelle de chaque composante avant de les relier. Ainsi, on peut les regrouper dans 6 domaines :

Rythme ; Allure ; Phases ; Contrôle postural ; Asymétrie ; Variabilité ; Scores composites

Domaine du rythme

Ce sont les valeurs temporelles brutes, à l'exception de la cadence et du rapport longueur de pas/cadence que l'on nomme « Walk Ratio » (WR), qui reflète la marche du patient. On retrouve les durées de simple et double appui, la durée d'oscillation, la durée du pas et du cycle, la cadence (nombre de pas par minute) et le Walk Ratio (longueur de pas/cadence).

Concernant les durées seules, l'intérêt de leur analyse est limité car il est plus pertinent de regarder les durées relatives (que l'on retrouve dans le domaine des phases). Les deux paramètres qui retiennent notre attention ici sont la **cadence** et le **Walk Ratio**

Cadence

Elle reflète le rythme de la marche. C'est le nombre de pas réalisés au cours d'un temps donné, souvent exprimée en nombre de pas par minute. Généralement entre 98-138 pas/min chez les femmes et 91-135 pas/min chez les hommes, dans les tranches de 18 à 49 ans. Les femmes compensent une plus petite longueur de pas par une fréquence plus importante. De manière générale, on retrouve ces stratégies chez les adultes de plus petite taille que la population moyenne.

La cadence est influencée par l'âge, la taille et la condition pathologique. Une diminution de cette dernière traduit généralement une atteinte motrice, et constitue souvent une stratégie pour compenser de l'instabilité.

Connexion avec d'autres PST

Temps de contact au sol : une cadence élevée se traduit par une durée d'appui plus courte, et une cadence réduite par une durée d'appui plus longue. Par exemple, les patients lombalgiques ont tendances à diminuer leur cadence et augmenter leur durée d'appui. Cette stratégie vise à diminuer les douleurs ressenties lors de l'impact du pied avec le sol.

Exemple chez les enfants atteints de paralysie cérébrale

Chez les enfants atteints de paralysie cérébrale (PC), la cadence de marche est généralement réduite par rapport à celle des enfants à développement typique. Les raisons principales sont la faiblesse musculaire qui rend la propulsion difficile, la spasticité qui peut limiter la capacité à effectuer des mouvements rapides et fluides, ainsi qu'un déficit de la coordination motrice qui rend la marche moins efficace, nécessitant un effort plus important pour marcher, et un rythme plus lent.

Lorsque la cadence observée est augmentée, cela peut traduire une stratégie pour compenser une instabilité et réduire le temps passé sur un seul membre inférieur, ou pour compenser une faible longueur de pas.

Exemple chez les patients post AVC

Dans cette population, on peut observer une cadence réduite en raison de l'hémiplégie, qui réduit la capacité à générer des pas rapides et synchronisés. De plus, ces patients ont souvent des difficultés à maintenir leur équilibre, ce qui conduit à une marche plus lente afin d'éviter les chutes. Enfin, les troubles de la coordination motrice consécutif à la lésion cérébrale peuvent rendre difficile l'exécution de mouvements rapides et fluides.

Dans quelques cas, on peut observer une cadence élevée : cela peut par exemple être une tentative de maintien de l'équilibre locomoteur, en réduisant le temps d'appui sur le membre affecté.

Exemple chez les amputés de membre inférieur

Dans cette population, une diminution de la cadence peut s'expliquer, dans un premier temps, par le processus d'apprentissage nécessaire pour contrôler la marche avec une prothèse. La douleur du membre résiduel peut également limiter la capacité à produire une cadence normale. Enfin, la crainte de la chute, avec un manque de confiance envers le côté prothétique, peut également conduire à une marche plus lente et prudente.

A l'inverse, une cadence élevée peut également être une stratégie pour réduire le temps passé en appui sur le côté prothétique (inconfort ou instabilité).

Exemple chez les lombalgiques

Dans cette population, la cadence peut être réduite afin de réduire la douleur provoquée lors de chaque contact initial avec le sol, mais également celle potentiellement provoquée par des mouvements brusque ou rapide. La marche est alors plus lente. De plus, la raideur lombaire, et parfois dans les membres inférieurs, peut rendre les mouvements rapides difficiles.

Walk Ratio

C'est la relation entre l'amplitude et la fréquence de pas, il renseigne sur l'organisation rythmique de la marche. Il est particulièrement utile pour évaluer la fluidité et l'économie de la marche, offrant un aperçu de la coordination et de la capacité de marche d'un individu. Ce paramètre, indépendant de la vitesse, est très intéressant pour le suivi longitudinal d'un patient.

Sa valeur moyenne, chez l'adulte, est de 0,58 ($\pm 0,06$), et diminue si l'on marche avec des petits pas rapides. Marcher avec un WR invariant serait optimal en terme de dépense énergétique, de variabilité et de ressources attentionnelles.

Un **Walk Ratio augmenté** signifie que la longueur du pas est relativement grande par rapport à la cadence. Cela peut indiquer une démarche avec de grands pas à une faible fréquence. Cela peut constituer une stratégie pour parcourir une distance plus importante tout en minimisant la dépense énergétique à chaque pas. On observe ce comportement chez les personnes souhaitant conserver une efficacité métabolique, ou encore chez les personnes ayant des difficultés à maintenir une cadence rapide.

Ce comportement peut être avantageux dans des contextes où l'endurance est prioritaire sur la vitesse, mais il peut aussi indiquer une limitation dans la capacité à générer des mouvements rapides des membres inférieurs.

Un **Walk Ratio diminué** implique que la longueur du pas est petite par rapport à la cadence. Ce comportement est observé lorsqu'une personne marche à petits pas rapides. Cette stratégie peut être consécutive à des limitations du système musculo-squelettique (raideur articulaire, douleur...) ou à des déficits neurologiques perturbant la capacité à générer une longueur de pas optimale.

Ce comportement est coûteux en énergie car il nécessite une grande fréquence de mouvements pour couvrir une distance. On l'observe souvent chez des patients où la réduction de la longueur de pas est une caractéristique fréquemment observée, comme chez les patients atteints de la maladie de Parkinson.

Connexion avec d'autres PST

Temps de Contact au Sol : Un Walk Ratio réduit peut être associé à un temps de contact au sol prolongé, ce qui peut indiquer une recherche de stabilité dans la marche, notamment chez les patients avec des déficits de l'équilibre.

Temps d'oscillation : Un Walk Ratio augmenté pourrait correspondre à un temps d'oscillation réduit, indiquant une tentative de compenser une faiblesse ou un manque de contrôle musculaire.

Dans la paralysie cérébrale

Les enfants atteints de PC peuvent avoir un Walk Ratio réduit en raison de la longueur de pas plus courte et/ou d'une cadence plus élevée, souvent due à la spasticité ou à la faiblesse musculaire.

Dans le syndrome de Down

Les enfants atteints du syndrome de Down présentent souvent un Walk Ratio différent en raison d'une combinaison de cadence réduite et de longueur de pas courte, liée à l'hypotonie et aux difficultés motrices.

Chez l'AVC

Les patients post-AVC montrent souvent des modifications du Walk Ratio en raison de l'asymétrie entre les membres affectés et non affectés, affectant ainsi la longueur du pas et la cadence.

Chez les Amputés

Les personnes amputées peuvent présenter un Walk Ratio modifié en raison de la différence de longueur et de force entre le membre prothétique et le membre intact.

Domaine de l'allure

Ce sont les paramètres relatifs la vitesse de marche et aux déplacements dans le plan sagittal. On retrouve : la longueur de cycle, la longueur de pas et la vitesse de marche.

Longueur de pas (m ou cm)

C'est la distance entre les points les plus en arrière de deux empreintes successives de pieds différents. Elle est intéressante car elle évalue la symétrie entre les deux membres inférieurs.

La longueur de pas dépend de l'appui controlatéral : un mauvais appui sur un membre inférieur induit une pose du pied controlatéral plus rapide et plus proche. Elle est souvent diminuée dans les pathologies qui affectent la marche, et s'accompagne quand c'est possible d'une augmentation de la cadence pour maintenir la vitesse.

Afin de comparer la longueur de pas entre plusieurs individus, ou dans le cadre du suivi longitudinal d'un enfant en pleine croissance, il est nécessaire de normaliser cette longueur de pas par rapport à la longueur de membre inférieur (longueur de pas divisée par la longueur de membre inférieur). Elle devient ainsi adimensionnelle (sans unité).

Connexion avec d'autres PST

Cadence et vitesse de marche: le produit de la cadence et de la longueur de pas donne la vitesse de marche. Une diminution de la longueur de pas peut être compensée par une augmentation de la cadence afin de maintenir la vitesse, et inversement.

Durée de cycle : la durée du cycle de marche (temps pour compléter une foulée) est influencée par la longueur de pas et la cadence. Des pas plus longs ou une cadence plus rapide réduisent la durée du cycle de marche, et inversement.

Temps de double appui : Le temps de double appui (période pendant laquelle les deux pieds sont en contact avec le sol) est souvent prolongé chez les personnes avec une longueur de pas diminuée, car ils recherchent une plus grande stabilité. À l'inverse, un temps de double appui réduit peut être observé avec des pas plus longs et une cadence plus rapide, bien que cela puisse aussi indiquer une marche instable.

Dans la paralysie cérébrale

On retrouve fréquemment une diminution de la longueur de pas, probablement causée par les troubles neuromusculaires qui limitent l'amplitude des mouvements et donc de la longueur de pas. Par ailleurs, les troubles de la coordination participent également à cette réduction de longueur, tout comme les troubles posturaux que rencontrent cette population, qui conduisent à des pas plus courts pour minimiser le risque de chute.

Dans quelques cas, on peut observer des stratégies de compensation qui allongent artificiellement la longueur du pas.

Chez l'AVC

Dans cette population, les troubles neuromusculaires de l'hémicorps atteint peuvent limiter l'amplitude de mouvement d'un membre inférieur, conduisant à une réduction de la longueur de pas. On retrouve les mêmes caractéristiques que chez les enfants atteints de paralysie cérébrale, avec des troubles de la coordination et de l'équilibre qui affectent également la longueur de pas.

Chez l'amputé de membre inférieur

Une longueur de pas diminuée peut s'expliquer par la phase initiale d'apprentissage à la marche prothétique qui peut limiter la longueur de pas.

La vitesse de marche

C'est la distance parcourue par unité de temps. La vitesse est un indicateur global de la performance de la marche, considérée comme le "sixième signe vital". Elle est calculée à partir de la distance divisée par le temps, mais résulte également du produit de la longueur de pas et de la cadence. La vitesse peut être atteinte par différentes combinaisons de longueur de pas et de cadence, soulignant l'importance de ne pas se baser uniquement sur cet indicateur pour analyser la marche.

Tout comme la longueur de pas, les comparaisons interindividuelles ou les suivi longitudinaux nécessitent de la normaliser par rapport à la longueur de membre inférieur, via la formule

suivante, où g représente l'accélération gravitaire (9.81m.s^{-2}) et l_0 la longueur de membre inférieur.

$$V_{norm} = \frac{v}{\sqrt{gl_0}}$$

Au travers de différentes populations, une diminution de la vitesse a été associée à une augmentation du risque de chute, au déclin de l'autonomie et à une perte de qualité de vie. C'est également un indicateur précoce du déclin fonctionnel de la personne âgée, chez qui elle indique également une augmentation du risque de mortalité, de maladie cardiovasculaire et d'autres conditions habituellement liées à l'âge.

Lors d'un examen clinique, il peut être intéressant de demander à un patient de marcher à vitesse spontanée, puis à sa vitesse maximale : la capacité à augmenter sa vitesse sur demande donne une idée des réserves fonctionnelles de l'individu et de sa capacité d'adaptation.

Interconnexion avec d'autres PST

Cadence : La vitesse de marche est *directement proportionnelle* à la cadence. Une augmentation de la cadence, à longueur de pas constante, entraînera une augmentation de la vitesse de marche. Par exemple, si un individu augmente le nombre de pas par minute sans changer la longueur de chaque pas, sa vitesse de marche augmentera.

Longueur de pas : En revanche, sa relation avec la longueur de pas est *logarithmique*. On observe une forte augmentation de la longueur de pas à faible vitesse de marche, puis la longueur se stabilise lorsque la vitesse augmente. Cela s'explique par les limitations anthropométriques naturelles de l'être humain.

Une vitesse normale peut donc résulter d'une cadence et d'une longueur adéquates, mais aussi de petits pas compensés par une cadence augmentée.

Durée de cycle : La durée du cycle de marche, ou le temps pour compléter une foulée entière, est inversement proportionnelle à la vitesse de marche. Une diminution de la durée du cycle (indiquant des pas plus rapides ou plus longs) augmente la vitesse de marche.

Temps de double appui : Un temps de double appui prolongé est souvent associé à une vitesse de marche réduite. Cela est dû au fait que passer plus de temps en double appui signifie moins de temps consacré à la propulsion en avant.

Dans la paralysie cérébrale

Chez les enfants atteints de PC, la vitesse de marche est fréquemment réduite par rapport aux enfants à développement typique.

Chez l'AVC

Les adultes ayant subi un AVC présentent souvent une réduction significative de la vitesse de marche en raison de l'hémiplésie, qui entraîne une faiblesse et une coordination réduite d'un côté du corps. Cette asymétrie de la force musculaire et du contrôle moteur entraîne des difficultés à maintenir une cadence et une longueur de pas régulières, ce qui ralentit la marche globale. Les stratégies de compensation, telles que l'augmentation du temps de double appui et des ajustements posturaux, peuvent également contribuer à cette réduction de la vitesse.

Chez l'amputé de membre inférieur

Chez les amputés de membre inférieur, la vitesse de marche est souvent réduite, particulièrement pendant les phases initiales de réadaptation avec une prothèse. Les facteurs contribuant à cette réduction incluent l'adaptation à la prothèse, l'inconfort au site de l'amputation, et une possible instabilité. Les amputés peuvent également adopter des stratégies compensatoires, comme l'augmentation du temps de double appui pour améliorer la stabilité, ce qui ralentit la vitesse de marche.

Chez le lombalgique

Les personnes souffrant de lombalgie chronique présentent souvent une vitesse de marche réduite en raison de la douleur persistante et de la raideur musculaire dans le bas du dos. La douleur peut limiter l'amplitude des mouvements et la force de propulsion, obligeant les individus à adopter une démarche plus prudente et lente. De plus, les stratégies compensatoires pour minimiser la douleur, telles que la réduction de la longueur de pas et l'augmentation du temps de double appui, peuvent également ralentir la vitesse de marche.

Domaine des phases

Ce domaine s'intéresse aux durées relatives des différentes phases du cycle de marche. Le cycle se subdivise en deux phases : appui (60% du cycle) et oscillation (40%). La durée d'appui peut également être subdivisée en un simple appui (40%) précédée et suivie de doubles appuis (10% chacun).

Durée d'appui

La durée d'appui comprend les doubles appuis et le simple appui. C'est une composante globale de l'appui du pied avec le sol. La durée d'appui diminue avec la vitesse de la marche.

En cas de troubles de l'équilibre, elle va généralement augmenter. Dans le cas d'un trouble unilatéral (hémiplégique, prothèse, douleur), elle va être raccourcie du côté atteint et augmentée de l'autre.

Attention aux conditions de chaussage dans le cadre de comparaison de patients ou d'un suivi longitudinal : le port de chaussures raccourcit la durée d'appui. En effet, les chaussures élargissent sensiblement la base d'appui, ce qui simplifie le contrôle de l'équilibre et permet donc de passer moins de temps en appui sans pour autant augmenter le risque de chute.

Interconnexion avec d'autres PST

Cadence : Une cadence élevée implique généralement une durée d'appui réduite pour chaque pas, car le temps total de contact avec le sol par pied doit diminuer pour augmenter le nombre de pas par minute.

Longueur de pas : Une longueur de pas plus longue peut influencer la durée d'appui, soit en augmentant le temps de contact pour assurer la stabilité, soit en la réduisant si la propulsion est efficace.

Vitesse de marche : La vitesse de marche est directement affectée par la combinaison de la cadence et de la longueur de pas. Une durée d'appui plus courte à une cadence élevée contribue à une vitesse de marche plus rapide.

Temps de double appui : La durée d'appui influence le temps de double appui. Un temps de double appui prolongé indique souvent une durée d'appui prolongée sur chaque pied, suggérant une marche plus prudente ou instable.

Dans la paralysie cérébrale

Chez les enfants atteints de paralysie cérébrale (PC), la durée d'appui est souvent prolongée en raison de la spasticité musculaire et de la faiblesse des membres inférieurs. La spasticité, qui affecte la capacité à générer des mouvements fluides et coordonnés, oblige ces enfants à passer plus de temps en contact avec le sol pour maintenir leur équilibre. La faiblesse musculaire contribue également à cette prolongation, car les enfants manquent de la force nécessaire pour une propulsion efficace, ce qui ralentit la phase de balancement.

Chez l'AVC

Les adultes ayant subi un AVC présentent souvent une durée d'appui prolongée, surtout sur le côté non affecté, en raison de l'hémiplégie. Cette condition entraîne une faiblesse et une coordination réduite d'un côté du corps, obligeant les patients à augmenter le temps de contact avec le sol pour compenser le manque de stabilité. La prolongation de la durée d'appui est une stratégie compensatoire pour éviter les chutes et améliorer l'équilibre pendant la marche.

Chez l'amputé de membre inférieur

Chez les amputés de membre inférieur, la durée d'appui est souvent prolongée sur le membre intact et réduite sur le membre amputé, surtout pendant la phase d'adaptation à une nouvelle prothèse. Les différences dans la stabilité, la force, et la proprioception entre le membre naturel et la prothèse peuvent entraîner une répartition asymétrique du temps d'appui. La douleur ou l'inconfort au site de l'amputation peut également limiter le temps de contact avec le sol sur le côté amputé.

Chez le lombalgique

Les personnes souffrant de lombalgie chronique montrent souvent une durée d'appui prolongée. La douleur persistante et la raideur musculaire dans le bas du dos les amènent à

adopter une démarche plus lente et prudente, augmentant ainsi le temps passé en contact avec le sol pour chaque pas. Cette stratégie vise à minimiser la douleur et à maximiser la stabilité.

Rapport simple/double appui

Le simple appui correspondant à l'oscillation du pied controlatéral, ce rapport permet de calculer l'ensemble des phases.

Dans le cas d'une marche symétrique, une diminution du simple appui augmente la durée du double appui. Ce cas de figure survient lorsque l'on demande à un individu de marcher plus lentement, ou encore lors de troubles de l'équilibre dynamique. L'augmentation du temps de double appui donne en effet plus de temps pour contrôler les trajectoires du centre de masse, et pour le rediriger.

Interconnexion avec d'autres PST

Cadence : Une cadence plus élevée tend à réduire le temps de double appui, car les phases de contact avec le sol deviennent plus courtes. Cela entraîne une augmentation du temps de simple appui relatif.

Longueur de pas : Une longueur de pas plus longue peut réduire la proportion de temps passé en double appui, car des pas plus longs nécessitent une transition plus rapide entre les phases de simple appui.

Vitesse de marche : Une vitesse de marche plus rapide est généralement associée à un temps de double appui réduit et un temps de simple appui augmenté. Une marche lente, en revanche, implique souvent un temps de double appui prolongé pour assurer la stabilité.

Il peut être pertinent de distinguer les deux doubles appuis afin de préciser un transfert de poids du corps d'un membre inférieur vers l'autre.

Dans la paralysie cérébrale

Déviation : Les enfants atteints de paralysie cérébrale présentent souvent un temps de double appui prolongé et un temps de simple appui réduit. La recherche de stabilité et la faiblesse des muscles extenseurs peuvent entraîner un temps de double appui plus long pour sécuriser la marche. La spasticité musculaire peut limiter la phase de balancement, augmentant ainsi le temps de double appui.

Chez l'AVC

Les patients post-AVC ont souvent un temps de double appui prolongé sur le côté non affecté et un temps de simple appui réduit sur le côté affecté. La faiblesse d'un côté du corps entraîne une répartition asymétrique du temps de double et de simple appui, avec une préférence pour le côté non affecté. Les troubles de la coordination augmentent le temps de double appui pour assurer une transition plus stable entre les phases de marche.

Chez l'amputé de membre inférieur

Les amputés montrent souvent un temps de double appui prolongé et un temps de simple appui réduit, surtout sur le côté amputé. Le besoin de s'adapter à une nouvelle prothèse peut prolonger le temps de double appui pour augmenter la stabilité.

Chez le lombalgique

Les personnes souffrant de lombalgie chronique présentent souvent un temps de double appui prolongé et un temps de simple appui réduit. La douleur dans le bas du dos peut limiter la stabilité et la confiance en la phase de simple appui, augmentant ainsi le temps de double appui pour réduire la charge sur le dos. De plus, la raideur des muscles du dos et des jambes peut entraîner une répartition asymétrique du temps de simple et de double appui.

Domaine du contrôle postural

Ce domaine va regrouper plusieurs variables en lien avec les mouvements latéraux. On y retrouve la largeur de pas, la variabilité de la largeur de pas, l'asymétrie de longueur et l'angle de progression du pied.

Largeur de pas / base d'appui

C'est l'écart entre les pieds pendant la marche. Comprise en 8 et 12cm chez l'enfant et l'adulte, elle peut être plus large chez les tout-petits et chez les personnes âgées une fois qu'elle est normalisée par la largeur de bassin.

Elle augmente en cas de trouble de l'équilibre. Cette stratégie est utilisée pour améliorer le contrôle de l'équilibre et réduire le risque de chute. Qu'elle soit efficace ou non, cette stratégie signale toujours un trouble de l'équilibre.

En cas de pas croisés, comme on peut le voir dans la marche cérébelleuse ou ataxique, les valeurs sont négatives.

Interconnexion avec d'autres PST

Cadence : Une cadence élevée peut parfois être associée à une réduction de la largeur de pas, car une marche rapide nécessite souvent une trajectoire plus linéaire. Cependant, une largeur de pas trop étroite à haute cadence peut compromettre la stabilité.

Longueur de pas : La largeur de pas peut être influencée par la longueur de pas. Des pas plus longs peuvent nécessiter une largeur de pas plus grande pour maintenir l'équilibre, particulièrement chez les individus avec des problèmes de stabilité.

Vitesse de marche : Une vitesse de marche élevée peut nécessiter une largeur de pas plus étroite pour améliorer l'efficacité de la propulsion. Cependant, des individus avec des problèmes d'équilibre peuvent maintenir ou augmenter la largeur de pas pour assurer la stabilité.

Durée et temps de double appui : Une largeur de pas accrue est souvent associée à un temps de double appui prolongé, car les individus cherchent à maximiser la stabilité en augmentant la base de soutien.

Dans la paralysie cérébrale

Chez les enfants atteints de paralysie cérébrale (PC), la largeur de pas est souvent augmentée en raison de la spasticité musculaire et des troubles de la coordination. Ces enfants présentent souvent une démarche instable, et l'élargissement de la base de support est une stratégie compensatoire pour améliorer l'équilibre. La spasticité, notamment dans les muscles adducteurs, peut aussi contraindre les mouvements des membres inférieurs, rendant une marche étroite difficile à maintenir. L'analyse de la largeur de pas permet de quantifier ces adaptations et de cibler les interventions thérapeutiques pour améliorer la stabilité et la coordination de la marche.

Chez l'AVC

Les adultes ayant subi un AVC présentent souvent une largeur de pas augmentée, principalement en raison de l'hémiplégie et des déficits de coordination. La faiblesse musculaire d'un côté du corps et les troubles de l'équilibre obligent ces patients à élargir leur base de support pour éviter les chutes. Cette stratégie est souvent accompagnée par une augmentation du temps de double appui pour améliorer la stabilité pendant la marche.

Chez l'amputé de membre inférieur

Chez les amputés de membre inférieur, la largeur de pas est souvent augmentée, particulièrement pendant les phases initiales d'adaptation à une prothèse. L'instabilité due à la prothèse et les différences de proprioception entre le membre amputé et le membre intact peuvent inciter les amputés à élargir leur base de support pour améliorer l'équilibre. La douleur ou l'inconfort au site de l'amputation peut également contribuer à cette adaptation.

Chez le lombalgique

Les personnes souffrant de lombalgie chronique montrent souvent une largeur de pas augmentée. La douleur persistante et la raideur musculaire dans le bas du dos obligent ces patients à élargir leur base de support pour améliorer l'équilibre et minimiser la douleur. Cette adaptation permet de réduire les mouvements latéraux du tronc et de stabiliser la marche, bien que cela puisse entraîner une démarche moins efficace.

Variabilité de la largeur de pas

Elle est associée au risque de chute chez la personne âgée lorsqu'elle est trop élevée ou trop faible. Une faible variabilité de la largeur du pas traduit une haute rigidité du système. Dans ce cas, l'individu rencontre des difficultés à modifier son schéma de marche pour s'adapter à de nouvelles contraintes ou à un environnement changeant et à maintenir son équilibre. À l'inverse, lorsque la variabilité est très importante, cela dénote d'un manque de compensation face à l'instabilité.

Mesure à l'aide de l'écart-type

L'écart-type d'une moyenne est la racine carrée de la somme des écarts à la moyenne au carré, divisé par l'effectif. Ce calcul implique que si les valeurs sont grandes, même de petites variations peuvent entraîner des écarts-types importants. Il faut alors être prudent à l'interprétation, car cela peut donner l'impression d'une grande variabilité, alors que non.

Solution alternative

Le coefficient de variation représente la variabilité en pourcentage de la moyenne. Il permet une comparaison moins sensible à l'échelle. Le calcul est le suivant :

$$CV = \frac{\sigma}{\bar{X}} \times 100$$

Où σ représente l'écart-type et $\bar{X}$ la moyenne.

Il peut être particulièrement pertinent dans les études cliniques où l'on compare des populations avec des différences significatives dans les valeurs absolues des mesures des PST.

Il a en revanche l'inconvénient de tendre vers 0 si la moyenne est proche de 0

Exemple où le coefficient de variation est plus pertinent que l'écart-type

Prenons l'exemple de deux groupes de patients, les enfants atteints de paralysie cérébrale (PC) et les adultes post-AVC :

Patients post-AVC : Supposons que la longueur moyenne du pas est de 0.6 mètre avec un écart-type de 0.1 mètre.

Enfants avec PC : La longueur moyenne du pas est de 0.3 mètre avec un écart-type de 0.05 mètre.

À première vue, on pourrait penser que la variabilité de la marche est plus grande chez les adultes post-AVC à cause de l'écart-type plus élevé. Cependant, si l'on considère la variabilité relative (écart-type divisé par la moyenne), on constate que la variabilité proportionnelle est similaire entre les deux groupes (environ 16.7% pour les post-AVC et 16.7% pour les PC).

Asymétrie de la longueur de pas

Une asymétrie de longueur de pas peut induire des déséquilibres, ainsi qu'être le signe d'une difficulté à gérer les déséquilibres latéraux.

Interconnexion avec d'autres PST

Cadence : Une asymétrie dans la longueur de pas peut entraîner une cadence irrégulière, car le temps nécessaire pour chaque cycle de marche peut varier entre les deux côtés.

Vitesse : L'asymétrie de la longueur de pas peut réduire la vitesse de marche globale, car des pas inégaux peuvent diminuer l'efficacité de la propulsion et la fluidité du mouvement.

Largeur : ce paramètre est géométriquement lié à la largeur : les deux tiers de l'augmentation de longueur de pas s'explique par la diminution de la largeur.

Durée de cycle : les cycles de marche peuvent être prolongés du côté affecté, entraînant une irrégularité dans la durée totale du cycle de marche.

Temps de double appui : une asymétrie dans la longueur de pas est souvent associée à un temps de double appui prolongé, car l'individu peut rechercher une stabilité accrue pour compenser l'instabilité due aux pas inégaux.

Dans la paralysie cérébrale

Chez les enfants atteints de paralysie cérébrale, l'asymétrie de la longueur de pas est fréquente et est principalement due à la spasticité et à la faiblesse musculaire. La spasticité affecte souvent un côté du corps plus que l'autre, entraînant des différences significatives dans la capacité à générer des pas efficaces et coordonnés. Les troubles de la coordination contribuent également à cette asymétrie, car ils induisent des difficultés à coordonner les mouvements des deux côtés de leur corps. Cette asymétrie peut entraîner une marche inefficace et augmenter le risque de chutes.

Chez l'AVC

Cette population présente souvent une asymétrie marquée de la longueur de pas en raison de l'hémiplégie. La faiblesse musculaire et les déficits de coordination sur le côté affecté limitent la capacité à générer des pas normaux, conduisant à une longueur de pas réduite sur ce côté. De plus, les patients peuvent développer des stratégies de compensation, telles qu'une augmentation du temps de double appui ou une modification de la cadence, pour maintenir l'équilibre et la stabilité.

Chez l'amputé de membre inférieur

Dans cette population, l'asymétrie de la longueur de pas est souvent liée à l'adaptation à la prothèse. Les différences somatosensorielles, de force et de stabilité entre le membre non atteint et le côté prothétique peuvent entraîner une longueur de pas plus courte du côté prothétique. Des douleurs au niveau du membre résiduel peuvent également contribuer à l'asymétrie. Les amputés peuvent ajuster leur pattern de marche afin de minimiser l'inconfort et privilégier la stabilité, mais ces adaptations vont souvent être au détriment de la symétrie.

Chez le lombalgique

Les personnes souffrant de lombalgie chronique peuvent présenter une asymétrie de la longueur de pas en raison de la douleur et de la raideur musculaire. La douleur lombaire peut limiter la capacité à générer des pas amples et fluides, ce qui va parfois conduire à une réduction de la longueur de pas d'un côté. La répartition asymétrique du poids, qui peut être une stratégie de protection face à la douleur, peut également induire davantage d'asymétrie.

Angle de progression du pied

C'est la position moyenne du pied pendant le pas. Elle varie avec les habitudes de marche et l'architecture osseuse du membre inférieur. Une différence inférieure ou égale à 5° entre les deux pieds est considérée comme normale. Attention, pour pouvoir être analysée à l'aide d'une piste de marche munie de capteur de pression, la pose du pied au sol doit être complète.

Interconnexion avec d'autres PST

Cadence : un angle de progression du pied anormal peut affecter la cadence, car des ajustements compensatoires dans la marche peuvent ralentir le rythme pour maintenir l'équilibre.

Longueur de pas : un angle de progression du pied excessif ou insuffisant peut réduire la longueur de pas.

Vitesse : les déviations dans l'angle de progression du pied peuvent ralentir la vitesse de marche globale en raison de l'inefficacité biomécanique et des adaptations compensatoires.

Durée et temps de double appui : un mauvais alignement du pied peut prolonger le temps de double appui pour augmenter la stabilité, particulièrement chez les individus avec des déficits de contrôle postural.

Dans la paralysie cérébrale

Chez les enfants atteints de paralysie cérébrale, l'angle de progression du pied est souvent anormal. Ces enfants peuvent présenter une rotation interne ou externe excessive des pieds en raison d'anomalies architecturales qui se développent pendant la croissance, une rotation anormale du fémur ou du tibia, ou encore à cause de position du pied en varus/adduction ou valgus/abduction.

Chez l'AVC

Les patients post-AVC présentent souvent des déviations dans l'angle de progression du pied, généralement sous la forme d'une rotation externe du pied affecté. Cette déviation est souvent due à une faiblesse des muscles dorsiflexeurs et des fléchisseurs plantaires, ainsi qu'à une spasticité des muscles antagonistes. La rotation externe du pied peut être une stratégie compensatoire pour améliorer la stabilité en élargissant la base de support et en facilitant la mise en charge du pied.

Chez l'amputé de membre inférieur

Pour les amputés de membre inférieur, une rotation externe ou interne excessive peut se produire en raison de l'inconfort ou d'une mauvaise adaptation à la prothèse. Ces déviations peuvent entraîner une marche asymétrique et augmenter les forces de cisaillement sur le membre résiduel.

Chez le lombalgique

Les lombalgiques rencontrent souvent une rotation externe excessive. Cette déviation est souvent une stratégie compensatoire pour réduire la douleur et améliorer la stabilité. La

douleur et la raideur musculaire dans le bas du dos peuvent limiter la capacité à maintenir un alignement neutre du pied, conduisant à des adaptations posturales.

Domaine de l'asymétrie

C'est la différence entre les membres inférieurs, d'un point de vue temporel et/ou spatial. C'est une mesure de la qualité du pattern de marche. En générale, une augmentation est synonyme de coûts énergétiques accrus. Cette augmentation est également associée à des déficits de l'équilibre dynamique.

Comment la calculer ?

La littérature recense beaucoup de variables qui permettent de calculer l'asymétrie. Une revue de la littérature de Patterson et al en 2010 montre qu'il n'existe pas de différence significative entre les différents modes de calcul. Ainsi, la meilleure option retenue pour ces auteurs est le rapport droite/gauche. Lorsqu'il est égal à 1, la symétrie est parfaite.

Il est difficile de déterminer une valeur seuil. Pour Patterson et al (2010), on peut prendre les valeurs qui sont au-delà de 95% de l'intervalle de confiance de la population globale :

- Longueur de pas : 1,08
- Durée de l'appui : 1,05
- Durée de double support : 1,04

Quelques pistes d'interprétation :

Une réduction de l'appui sur le membre inférieur le plus atteint peut-être synonyme :

- D'une augmentation de l'oscillation du côté atteint et d'une diminution du côté non atteint
- Une diminution de la durée d'appui du côté atteint et/ou d'une augmentation du côté non atteint
- D'une diminution de la longueur de pas du côté non atteint

Interconnexion dans les asymétries

L'asymétrie dans un PST peut souvent être liée à des asymétries dans d'autres aspects de la marche. Par exemple, une asymétrie dans la longueur de pas peut être accompagnée d'asymétries dans le temps de contact au sol et la vitesse de la marche, chaque paramètre influençant les autres. Un pas plus court sur un côté peut conduire à un temps de contact au sol plus long et une vitesse de marche réduite pour ce côté, affectant la symétrie globale et l'efficacité de la marche.

Quelques exemples d'asymétrie

Longueur de pas : Chez les patients post AVC, on observe souvent une asymétrie de la longueur de pas en raison de l'hémiplégie ou de l'hémi-parésie. Cela réduit l'efficacité de la marche et augmente le risque de chute.

Temps de contact au sol : Visible chez les patients avec des amputations de membre inférieur, où le temps de contact au sol peut être plus long sur le membre prothétique en raison du manque d'informations somatosensorielles qui induisent de l'instabilité.

Domaine de la variabilité

Ce domaine s'intéresse aux fluctuations des caractéristiques spatiotemporelles entre les pas. Ce sont des indices qui sont sensibles aux déficits de mobilité. Par exemple, chez les personnes âgées, la variabilité est un meilleur prédicteur des déficits de marche et de chute que la moyenne des PST. C'est par exemple le premier domaine qui se détériore dans l'ataxie de Friedreich.

Elle se calcul avec l'écart-type ou le coefficient de variation dont on a déjà parlé dans ce guide.

La variabilité augmente avec l'âge, le handicap, le risque de chute, ainsi que pendant la marche challengée par l'environnement (sol instable) ou par une charge cognitive (double tâche).

Quelques exemples

Une augmentation de la variabilité de la longueur de pas traduit de difficultés dans le contrôle moteur fin, et est associée à un risque accru de chute.

Une augmentation de la variabilité du temps d'appui suggère une instabilité et un besoin important de stratégies de compensations.

Une augmentation de la variabilité de la cadence peut résulter de troubles neuromusculaires et affecter la fluidité, l'efficacité et la dépense énergétique au cours de la marche.

Dans la littérature, il existe peu de consensus. Quels PST analyser pour la variabilité, et comment gérer l'interdépendance des paramètres ? Faut-il regarder la variabilité de chaque côté, ou dissocier la gauche de la droite ? Ces questions nécessitent des investigations cliniques supplémentaires sur un grand nombre de sujets présentant des conditions variées.

De plus, il faut être prudent lorsqu'on interprète les valeurs de la variabilité. Elle peut être considérée comme un « bruit physiologique » et on peut dans ce cas ne considérer que les hautes valeurs. Cependant, c'est tout de même un indicateur des capacités d'adaptation, et un niveau minimum est alors requis, afin d'éviter un système trop rigide.

Domaine des scores composites

Enhanced Gait Variabilité Index

C'est un score composite qui combine plusieurs PST par une analyse en composante principale. Il permet d'évaluer la stabilité et la variabilité de la marche. Il est lié au risque de chute et est également un indicateur de la progression des pathologies neurologiques. Une meilleure variabilité est généralement le signe d'une meilleure coordination et d'une meilleure stabilité.

Il est sensible aux changements subtils de la marche, ce qui permet de l'utiliser dans le cadre du suivi d'interventions, en particuliers pour les changements mineurs progressifs mais significatifs.

L'Enhanced Gait Variability Index (eGVI) est une évolution du Gait Variability Index (GVI) qui a été développé pour fournir une évaluation plus détaillée et nuancée de la variabilité de la marche. Il apporte des améliorations significatives par rapport au GVI classique, notamment en termes de sensibilité et de spécificité pour détecter les variations subtiles dans la marche, ce qui le rend particulièrement utile dans des contextes cliniques et de recherche.

Functional Ambulation Performance Score (FAPS)

Ce score se concentre sur l'aspect fonctionnel de la marche à travers l'évaluation des paramètres spatiotemporels moyens. Il quantifie les anomalies fonctionnelles de la marche en se basant sur des données telles que la vitesse de marche normalisée par la longueur du membre inférieur, le ratio longueur de pas/longueur de membre inférieur, la durée du pas, l'asymétrie droite-gauche de la longueur de pas, et la base de support. Le FAPS attribue un score maximal de 100, avec des points soustraits pour chaque écart par rapport à une norme établie, divisé en six catégories de déductions. Un score entre 95 et 100 indique une marche considérée comme normale. Le FAPS offre une représentation quantitative des anomalies fonctionnelles de la marche sans se concentrer sur la cinématique du mouvement.

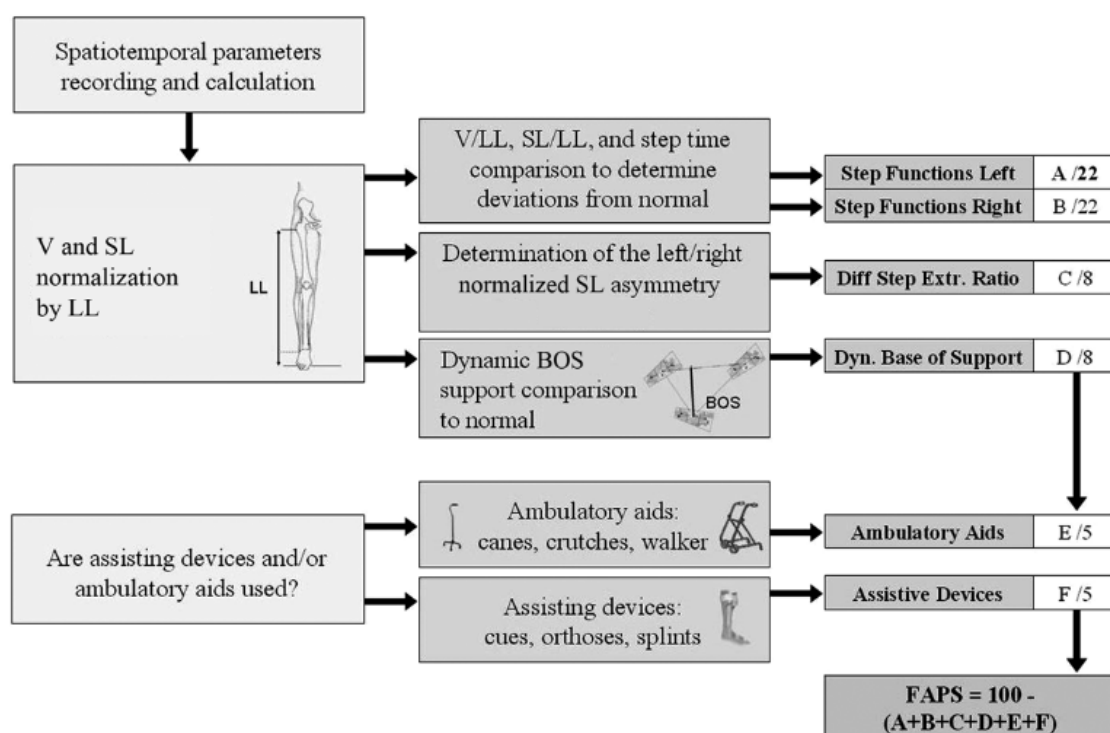


Figure 2 : algorithme pour le calcul du FAPS

Relations entre le FAPS et l'eGVI dans la prise en charge thérapeutique

Au cours de l'évolution naturelle d'une rééducation optimale pour un patient utilisant deux béquilles au début de la rééducation et finissant par ne plus utiliser d'aide technique, on constate généralement que l'amélioration fonctionnelle est continue. Le FAPS étant très sensible à la vitesse de marche, il a tendance à augmenter progressivement au fur et à mesure que le patient améliore la longueur et la vitesse de ses pas, même si l'on peut observer des phases de stabilisation. Le FAPS, de par sa conception, permet également de prendre en compte dans son calcul l'utilisation d'appareils d'assistance ; par conséquent, le score s'améliore au fur et à mesure que les appareils d'assistance deviennent plus légers. Le GVI, quant à lui, reflète la qualité du contrôle et de la stabilité. Celle-ci se dégrade naturellement lors d'un changement d'assistance technique, dans la mesure où chaque changement libère un certain nombre de degrés de liberté que le patient doit maîtriser. Au fur et à mesure que le patient progresse dans la maîtrise de l'aide technique, celle-ci devient plus reproductible et moins variable d'un cycle à l'autre. Si le changement d'appareil fonctionnel est prématuré, l'instabilité est telle qu'elle affecte directement les paramètres fonctionnels et le FAPS se détériore. Lors du passage d'un dispositif d'assistance à un autre (par exemple, de deux cannes à une seule), il est normal d'observer une légère détérioration de la variabilité de la marche, mais cela ne devrait pas affecter l'aspect fonctionnel si le moment choisi pour changer d'aide à la marche est approprié.

Centre de pression

Le centre de pression (CdP) est le point d'application des forces de réaction au sol (générées par le contact entre le pied et le sol). Pendant la marche, il se déplace sous le pied, en suivant le déroulé du pas, lors de la marche normale.

L'analyse des trajectoires du CoP permet d'évaluer la stabilité dynamique au cours de la marche : des oscillations excessives peuvent par exemple indiquer des troubles de l'équilibre.

On peut s'intéresser au cyclogramme (figure 3), qui est la représentation graphique des déplacements du CoP sous les pieds au cours d'un cycle complet. La forme typique du cyclogramme est une forme dite « en papillon ». Dans le contexte d'une asymétrie de répartition de l'appui, le point de croisement se décale du côté où le patient met le plus de poids.

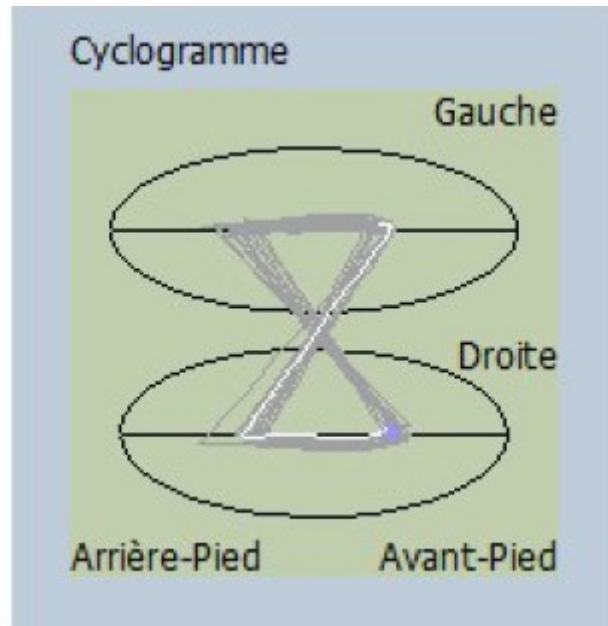


Figure 3 : illustration d'un cyclogramme

Bibliographie

Balasubramanian, C. K., et al. "Predicting outcome in gait speed one year post-stroke." *Journal of Rehabilitation Research and Development* 45.7 (2008): 1027-1034

Balasubramanian, C. K., Neptune, R. R., & Kautz, S. A. (2009). Variability in spatiotemporal step characteristics and its relationship to walking performance post-stroke. *Gait & Posture*, 29(3), 408-414.

Bertoncelli, C. M., Altomare, G., Adler, N., Döderlein, L., & Gastaldi, L. (2020). Gait deviations in children with cerebral palsy: A review. *Gait & Posture*, 76, 187-196.

Damiano, D. L., & Abel, M. F. "Functional outcomes of strength training in spastic cerebral palsy." *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 79.2 (1998): 119-125

Gailey, R. S., et al. "The biomechanics of ambulation after partial foot amputation." *Prosthetics and Orthotics International* 24.2 (2000): 101-109.

Gailey, R. S., Roach, K. E., Applegate, E. B., Cho, B., Cuncliffe, B., Licht, S., Maguire, M., & Nash, M. S. (2002). The amputee mobility predictor: An instrument to assess determinants of the lower-limb amputee's ability to ambulate. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 83(5), 613-627.

Gailey, R., et al. "Review of secondary physical conditions associated with lower-limb amputation and long-term prosthesis use." *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 45.1 (2008): 15-29

Galli, M., et al. "Gait analysis in children with cerebral palsy." *Functional Neurology* 25.3 (2010): 155-162.

Gouelle, A. (2014). Use of Functional Ambulation Performance Score as measurement of gait ability : Review. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 51(5), 665-674. <https://doi.org/10.1682/JRRD.2013.09.0198>

Gouelle, A., & Mégrot, F. (2016). Interpreting Spatiotemporal Parameters, Symmetry, and Variability in Clinical Gait Analysis. In B. Müller, S. I. Wolf, G.-P. Brueggemann, Z. Deng, A. McIntosh, F. Miller, & W. S. Selbie (Éds.), *Handbook of Human Motion* (p. 1-20). Springer International Publishing. https://doi.org/10.1007/978-3-319-30808-1_35-1

Gouelle, A., Leroux, J., Bredin, J., & Mégrot, F. (2016). Changes in Gait Variability From First Steps to Adulthood : Normative Data for the Gait Variability Index. *Journal of Motor Behavior*, 48(3), 249-255. <https://doi.org/10.1080/00222895.2015.1084986>

Gouelle, A., Mégrot, F., Presedo, A., Husson, I., Yelnik, A., & Penneçot, G.-F. (2013). The Gait Variability Index : A new way to quantify fluctuation magnitude of spatiotemporal parameters during gait. *Gait & Posture*, 38(3), 461-465. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.01.013>

- Gouelle, A., Rennie, L., Clark, D. J., Mégrot, F., & Balasubramanian, C. K. (2018). Addressing limitations of the Gait Variability Index to enhance its applicability : The enhanced GVI (EGVI). *PLOS ONE*, 13(6), e0198267. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0198267>
- Hof, A. L. (1996). Scaling gait data to body size. *Gait & posture*, 3(4), 222-223.
- Hsu, A. L., Tang, P. F., & Jan, M. H. "Analysis of impairments influencing gait velocity and asymmetry of hemiplegic patients after mild to moderate stroke." *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 84.8 (2003): 1185-1193.
- Jørgensen, L., et al. "Changes in walking after stroke: the role of balance and strength." *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation* 76.2 (1997): 107-115
- Morris, M. E., Huxham, F., McGinley, J., Dodd, K., & Iansek, R. (2001). The biomechanics and motor control of gait in Parkinson disease. *Clinical Biomechanics*, 16(6), 459-470
- Olney, S. J., & Richards, C. "Hemiparetic gait following stroke. Part I: Characteristics." *Gait & Posture*, 4.2 (1996): 136-148.
- Oudenhoven, L. M., Booth, A. T. C., Buizer, A. I., & Harlaar, J. (2016). Systematic review of the effects of robot-assisted therapy on the quantitative parameters of walking in patients with cerebral palsy. *Gait & Posture*, 49, 159-169)
- Patterson, K. K., Gage, W. H., Brooks, D., Black, S. E., & McIlroy, W. E. (2010). Changes in gait symmetry and velocity after stroke: a cross-sectional study from weeks to years after stroke. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 24(9), 783-790.
- Powers, C. M., et al. "The influence of lower-extremity muscle performance on gait in children and adolescents with cerebral palsy." *Physical Therapy*, 76.10 (1996): 1037-1044.
- Rose, J., & Gamble, J. G. "Human Walking." Lippincott Williams & Wilkins, 2006
- Ross, S. A., & Engsberg, J. R. "Relations between spasticity, strength, gait, and the GMFM-66 in children with spastic cerebral palsy." *Developmental Medicine & Child Neurology* 44.12 (2002): 800-809.
- Shum, G., Crosbie, J., & Lee, R. "Effect of low back pain on the kinematics and joint coordination of the lumbar spine and hip during sit-to-stand and stand-to-sit." *Spine* 30.17 (2005): 1998-2004
- Simmonds, M. J., et al. "Physical function and performance in chronic low back pain: a case-control study." *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* 28.1 (1998): 23-31
- Ulrich, D. A., Ulrich, B. D., Angulo-Kinzler, R. M., & Yun, J. (2001). Treadmill training of infants with Down syndrome: evidence-based developmental outcomes. *Pediatrics*, 108(5), E84.

Vogt, L., et al. "Walking patterns of low back pain patients: a biomechanical analysis." Pain, 85.1-2 (2000): 134-141