

Guide

Lésions de la moelle épinière

Évaluation des possibilités d'appareillage orthétique des membres inférieurs après une paralysie

2e édition



Introduction

« Je voudrais remarquer. » Tel est plus ou moins le vœu exprimé par de nombreux patients après avoir été confrontés avec le diagnostic de paraplégie. Mais seule une rééducation rapide permet de répondre à cette attente, la période suivant immédiatement l'interruption des voies nerveuses étant cruciale pour le rétablissement de la motricité.

La rééducation comporte toutefois des exigences accrues de la part de l'équipe interdisciplinaire entière, du patient et de son entourage. Aujourd'hui, la plupart des centres pour des patients victimes d'une paraplégie pratiquent couramment un grand nombre de méthodes techniques hautement sophistiquées pour un apprentissage de la marche personnalisé. De même, les orthèses actuelles peuvent être une composante élémentaire intégrée dans un processus moderne de rééducation.

Et pourtant, de nombreux patients regrettent que l'on se contente de les asseoir dans un fauteuil roulant, sans étude approfondie des possibilités d'appareillage orthétique. Il semble donc qu'il existe encore de nombreuses réticences quant à l'efficacité des orthèses. Et même s'il ne s'agit que de réserves dues à une vision obsolète des orthèses, ces idées fausses restent malheureusement encore ancrées dans l'esprit de nombreuses personnes.

Le présent manuel est destiné à vous exposer un concept qui décrit le potentiel d'un appareillage orthétique moderne en cas de paraplégie pour les personnes concernées et pour les professionnels. L'analyse des possibilités d'appareillage orthétique est une condition essentielle permettant d'exploiter au mieux ce potentiel. La description à partir de la classification ASIA des fonctions motrices et sensibles résiduelles du patient fournit une base solide.

Ce manuel présente en outre les articulations de genou et de cheville modulaires actuellement disponibles grâce auxquelles chaque appareillage orthétique peut être personnalisé. Mais il veut fournir également une vue d'ensemble des différentes possibilités d'appareillage orthétique en cas de lésions de la moelle épinière.

Osez accompagner vos patients sur le chemin les menant à réaliser leur rêve.

Votre équipe FIOR & GENTZ

page de titre : patient (paraplégie incomplète, en dessous de la L3) appareillé avec une KAFO (articulation de genou modulaire NEURO TRONIC et articulation de cheville modulaire NEURO SWING).

Sommaire

Paraplégie	
Paraplégie	4
Objectif thérapeutique	6
Mobilisation	6
L'appareillage orthétique dans le traitement de la paraplégie	
L'orthétique dans un contexte historique	8
Critères exigés des orthèses pour des patients victimes d'une paraplégie	9
L'orthétique moderne dans la rééducation des patients victimes d'une paraplégie	10
Mode d'action des orthèses modernes	11
Types d'orthèses	12
Évaluation des possibilités d'appareillage orthétique	
Classification	14
Paraplégies complètes	16
Paraplégies incomplètes	16
Rapport entre niveau lésionnel et force musculaire	18
Rapport entre niveau lésionnel et type d'orthèse	22
L'orthèse optimale	
Détermination du type d'orthèse requis par configuration	24
Le configurateur d'orthèse en 4 étapes	25
Témoignage d'un patient	26
Annexe	
La marche normale	28
Les marches pathologiques caractéristiques	30
Mécanismes de compensation	32
Glossaire	
À partir de la page	34
Bibliographie	
À partir de la page	40

Paraplégie

Paraplégie

Une paraplégie est une interruption complète ou incomplète de la moelle épinière, responsable de déficiences organiques et/ou musculaires. La nature de la lésion et le niveau lésionnel déterminent les déficits en résultant. Une paraplégie peut être d'origine traumatique ou non traumatique. Chez la majorité des jeunes patients, les causes sont traumatiques, alors que plus l'âge avance, plus les causes non traumatiques augmentent [McD].

Causes traumatiques :

- accidents de circulation, de travail et de sport ;
- chutes ;
- tentatives de suicide ;
- victimes d'actes de violence.

Causes non traumatiques :

- congénitales (spina bifida) ;
- dégénératives (atrophie musculaire spinale) ;
- métaboliques (gangliosidoses) ;
- inflammatoires (sclérose en plaques) ;
- infectieuses (neuroborréliose) ;
- ischémiques (dissections aortiques, embolies) ;
- humatologiques (arthrite rhumatoïde) ;
- toxiques (méthotrexate) ;
- tumorales (tumeurs compressives).

Outre une diminution de la sensibilité et de la motricité des muscles squelettiques, certains organes peuvent être touchés ainsi que les fonctions vésicales, rectales et génito-sexuelles. De plus, une fois le choc spinal passé, il s'installe fréquemment une spasticité [Ber] susceptible d'occasionner d'autres problèmes (par ex. des contractures).

Si, la lésion se trouvant en dessous des cervicales, les deux jambes sont paralysées, mais que les bras fonctionnent encore parfaitement, on parle de paraplégie, la gravité de la paralysie pouvant toutefois être différente dans la jambe droite et dans la jambe gauche. Lorsque la lésion se situe au niveau des cervicales et que les deux bras et les deux jambes sont paralysés, on parle de tétraplégie.



Objectif thérapeutique

Après les soins aigus, la rééducation vise à rétablir l'autonomie du patient grâce à de nombreuses mesures thérapeutiques et des aides techniques adaptées le mieux possible à chaque cas spécifique. De nombreux patients désirent retrouver ou améliorer leur capacité de marcher. L'objectif est d'atteindre la plus grande mobilité possible afin que le patient puisse à nouveau participer à la vie sociale sans trop de restrictions et sans l'aide de tiers. Les conditions exigées de la rééducation sont haut placées, car plus les résultats sont satisfaisants, plus facile sera la réinsertion.

La rééducation des patients victimes d'une paraplégie implique l'intervention d'une équipe interdisciplinaire comprenant des médecins, un personnel soignant, des physiothérapeutes et ergothérapeutes, des orthopédistes, des biomécaniciens, l'assurance maladie ainsi que le patient et son entourage, contribuant tous à l'élaboration systématique et à l'application rigoureuse du protocole thérapeutique [Kir].

Mobilisation

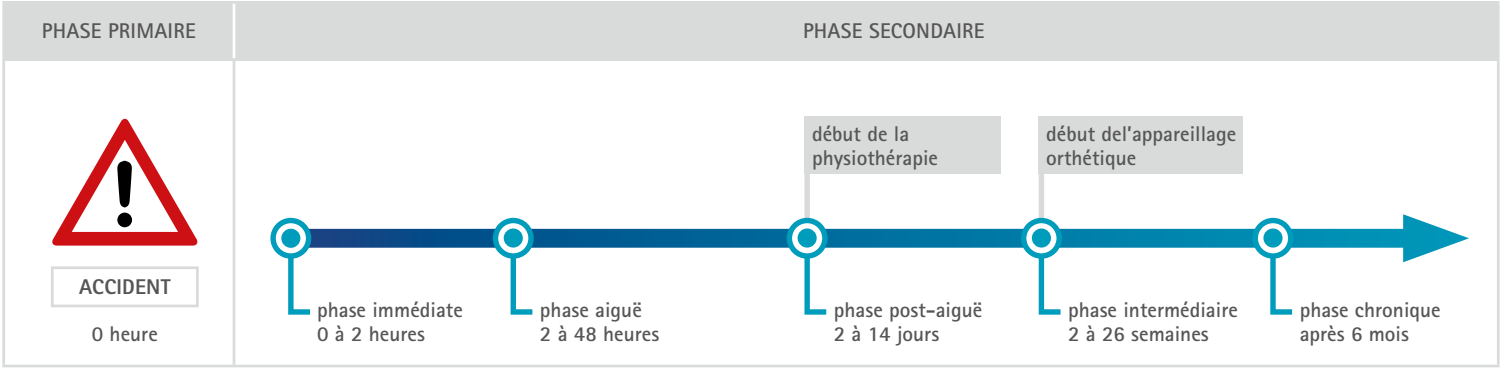
Le déroulement de la rééducation suit les phases d'une paraplégie traumatique (voir plus bas) [Row]. Au cours de la première année suivant le traumatisme, les symptômes cliniques peuvent connaître des améliorations spontanées [Bur], c'est pourquoi les spécialistes exigent d'intégrer le plus rapidement possible

l'entraînement à la marche et l'emploi d'aides techniques dans le traitement [Cur2]. Alors que la physiothérapie commence dès la phase post-aiguë, l'emploi d'aides techniques devrait être prévu le plus tôt possible dans la phase intermédiaire pour que les patients profitent du potentiel rééducatif de l'orthèse par un entraînement intensif à la marche.

Cet entraînement devrait débiter le plus tôt possible après le choc spinal, la reconstitution de connexions spinales disparues étant possible dans la phase secondaire. La fréquence de l'entraînement à la marche joue ici un rôle décisif pour la réussite de la rééducation [Cur2, Kir].

La rééducation moderne de patients victimes d'une paraplégie travaille en partie avec un entraînement sur tapis roulant avec allègement du poids du corps ou entraînement à la marche assisté par robot. Les premiers pas aux barres parallèles avec orthèses représentent presque toujours le premier pas vers une marche autonome. Alors que les appareillages thérapeutiques comme les exosquelettes et les tapis roulants sont principalement utilisés en stationnaire en raison de leurs dimensions et de leur coût, les orthèses sont d'un emploi mobile et accompagnent le patient au cours de la rééducation intensive, mais aussi une fois de retour dans son environnement domestique. Mais elles sont malheureusement données souvent trop tard aux patients et ne peuvent donc pas être utilisées pendant le traitement.

Déroulement d'une paraplégie traumatique



L'orthétique dans un contexte historique

Il y a quelques années encore, les orthèses étaient connues sous le nom de « ferrure » et considérées plutôt comme un attirail gênant d'une utilité thérapeutique limitée. Un célèbre exemple de marche avec une orthèse historique nous est livré par le film *Forrest Gump* (voir page 9). De par leur construction, ces aides techniques étaient souvent responsables de dommages consécutifs graves pour le patient.

Les nombreux échecs des appareillages orthétiques proviennent principalement de la fonctionnalité médiocre des composants utilisés, qui ne permettent qu'une fonctionnalité limitée de l'orthèse dans son ensemble. Fait aggravant, les matériaux utilisés comme le cuir et l'acier étaient à l'origine de la lourdeur de l'orthèse.

On ne disposait par ailleurs autrefois pas de systèmes de calcul intelligents permettant de déterminer les contraintes à envisager, rendant difficile la planification d'un appareillage orthétique. Il est impossible, sans l'aide de tels systèmes, de réaliser les calculs complexes nécessaires à l'élaboration d'une orthèse. En conséquence de quoi, la fonctionnalité de l'orthèse était insuffisante ou mal adaptée aux besoins du patient. Souvent, les contraintes prévues étant sous-estimées, soit l'orthèse cassait soit elle était trop lourde.

Le manque de connaissances sur les conditions optimales d'utilisation des nouveaux matériaux, des composants novateurs et sur l'emploi de systèmes intelligents de calcul explique l'origine des échecs possibles mentionnés plus haut, aussi avec certaines orthèses construites de nos jours et livrées aux patients. Dans ces conditions, le fauteuil roulant représente la seule alternative efficace pour la mobilisation des personnes touchées. Certaines cliniques continuent malheureusement de prescrire régulièrement des fauteuils roulants en raison justement des expériences négatives enregistrées avec des orthèses de conception insuffisante ou incorrecte.

Une étude suffisante des possibilités d'appareillage orthétique n'est pas systématique et nombre de patients susceptibles de pouvoir marcher à nouveau se retrouvent trop vite assis dans un fauteuil roulant. Par ailleurs, un entraînement à la marche efficace exige un effort thérapeutique et technique accru dans le cadre de la rééducation et est donc bien trop souvent laissé de côté. Il n'est malheureusement pas rare que des patients qui pourraient retrouver une aptitude à la marche soient privés de cette opportunité.



Exemple d'orthèse historique dans le film de Robert Zemecki *Forrest Gump* (Paramount Pictures 1994).

Critères exigés des orthèses pour des patients victimes d'une paraplégie

L'objectif d'un appareillage orthétique pour des patients victimes d'une paraplégie est de permettre au patient la plus grande mobilisation possible. Cet objectif suppose un haut degré de fonctionnalité de l'orthèse et de ses composants. L'orthèse devant souvent supporter des contraintes extrêmes, il est indispensable de la concevoir avec la robustesse nécessaire. Mais, malgré sa grande résistance, un appareillage orthétique doit aussi être léger pour être réussi et accepté comme aide technique par le patient.

La diversité des fonctions d'une orthèse joue de même un rôle essentiel dans la rééducation d'une paraplégie. On devrait donc utiliser une orthèse à titre complémentaire dès la phase de l'entraînement à la marche, par exemple sur le tapis roulant ou aux barres parallèles. Lorsque le patient peut faire ses premiers pas autonomes, cette aide technique est capable d'élargir son rayon d'action et de faciliter l'accomplissement des activités de la vie quotidienne (AVQ) dans la phase de réadaptation quotidienne. Même avant la récupération de l'aptitude à la marche, une orthèse peut permettre une verticalisation précieuse [Nen].

Les orthèses sont des aides techniques qui se doivent d'apporter un avantage thérapeutique. Quoique l'amélioration de la stabilité en station debout soit le critère essentiel d'une orthèse pour la rééducation, les mouvements possibles activement par le patient ne doivent pas être limités, ou seulement le moins possible. C'est seulement dans ce cas que les succès obtenus lors de l'entraînement à la marche pourront subsister au-delà de la rééducation.

L'orthétique moderne dans la rééducation des patients victimes d'une paraplégie

Principes des orthèses modernes

Dans la technique orthopédique moderne, il existe, outre des articulations de genou et de cheville d'une technologie très sophistiquée (par ex. articulations de genou mécaniques, électroniques ou hydrauliques, différents types de capteurs pour l'identification de la phase d'appui et de la phase oscillante), de nouveaux matériaux à la fois légers et solides tels que le carbone et le titane. Une amélioration permanente des techniques de fabrication et des outils, comme l'e-Cast par exemple, permettent un travail efficace et planifiable. Des systèmes de calcul intelligents comme le configurateur d'orthèse de FIOR & GENTZ sont en mesure de déterminer simplement, clairement et précisément les contraintes à envisager et la résistance de l'orthèse à concevoir, et de dimensionner les composants en conséquence.

Des méthodes modernes d'analyse de la marche peuvent quantifier immédiatement le succès de l'appareillage et facilitent l'identification et la localisation des réglages nécessaires et des améliorations à apporter.

La planification d'un appareillage orthétique doit absolument équilibrer les besoins de stabilité en station debout et la liberté de mouvement maximale possible. Les orthèses ont pour fonctions biomécaniques :

1. D'établir un équilibre stable en station debout. Effet secondaire : la verticalisation a un grand nombre d'effets positifs [Nen].
2. De soutenir des fonctions perdues dans la dynamique : appliquées conjointement avec la physiothérapie, les bonnes impulsions motrices peuvent créer de nouvelles connexions cérébrales [Hor]. On désigne ce mécanisme par le terme de neuroplasticité [Cur1].

Mode d'action des orthèses modernes

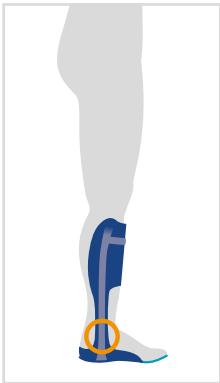
Les muscles sollicités pour la marche ne sont plus activés correctement par les voies nerveuses endommagées. Des orthèses modernes sont capables de remplacer une grande partie de cette fonction musculaire perdue, voire de la rétablir. Il est donc indispensable de prévoir pour cela une mise en œuvre précoce de l'appareillage orthétique qui comprendra différents types d'orthèses et des articulations variant en fonction de la gravité des déficiences (voir page 12 et suivante).

Le type d'orthèse et les articulations à utiliser doivent être analysés individuellement pour chaque patient. Le configurateur d'orthèse de FIOR & GENTZ permet une conception précise des différents composants nécessaires pour réaliser une orthèse.

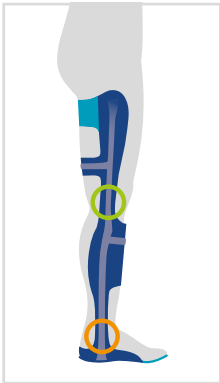
Exemple illustrant le mode d'action d'une orthèse stabilisant la phase d'appui
En phase d'appui, alors que la jambe d'appui porte tout le poids du corps, l'orthèse bloque l'articulation de genou pour garantir la stabilité en station debout et éviter les chutes. En phase oscillante, elle permet à la jambe d'effectuer librement une oscillation entière, l'articulation de genou automatique ne bloquant pas une flexion du genou. Le début et la fin de la phase d'appui sont détectés à l'aide de différents capteurs soit mécanique, soit électronique.

i e-Cast = assistance de plâtrage numérique ; mis au point pour vérifier et, le cas échéant, corriger l'angle de l'articulation pendant la réalisation du négatif plâtré.

Types d'orthèses



Orthèse tibio-pédieuse (AFO) :
Les AFO peuvent être construites en différents modèles et avec diverses articulations de cheville. Elles sont utilisées lorsque les fléchisseurs plantaires et les extenseurs dorsaux sont principalement touchés. Selon l'articulation de la cheville utilisée, les AFO sont dotées d'une fonction de relèvement du pied et/ou empêchent une extension dorsale excessive par une butée dorsale [Plo].



Orthèse cruro-pédieuse (KAFO) :
Les KAFO sont équipées d'une articulation de la cheville et, en fonction de la force musculaire, d'articulations du genou à mouvement libre, automatiques (stabilisant la phase d'appui) ou encore bloquées, et sont principalement utilisées pour corriger une faiblesse du quadriceps fémoral. Le fait que le patient pose la main sur la cuisse en marchant pour aider l'extension du genou constitue un indice. De même, la compensation du genou en hyperextension ou une inclinaison antérieure excessive du tronc peuvent être les premiers signes indiquant la nécessité d'une KAFO [Nol].

AFO = abréviation de ankle-foot orthosis, terme anglais désignant une orthèse incluant l'articulation de cheville et le pied.

KAFO = abréviation de knee-ankle-foot orthosis, terme anglais désignant une orthèse incluant le genou, l'articulation de cheville et le pied.

Fonctions de l'articulation de cheville (sur les AFO et les KAFO) :



Butée dorsale

- établir un équilibre stable en station debout ;
- extension physiologique du genou et décollage du talon à partir de *terminal stance* (lever du talon) ;
- articulations de la cheville avec butée dorsale statique ou dynamique ;

exemple : articulation de cheville modulaire NEURO VARIO ou NEURO SWING.



Fonction de relèvement du pied

- maintien du pied en légère extension dorsale pendant la phase oscillante ;
- réglage possible de la descente dynamique contrôlée du pied ;
- réglage possible du couple pour la flexion du genou et de l'avance contrôlée de la jambe ;

exemple : articulation de cheville modulaire NEURO CLASSIC-SPRING.

Fonctions de l'articulation du genou (sur les KAFO) :



À mouvement libre

- mouvement de l'articulation du genou reste libre ;
- limitation de l'ampleur du mouvement dans le sens de l'extension (par butées d'extension) ;
- guidage latéral et stabilité ;
- plus grande sécurité en milieu de la phase d'appui (*mid stance*) grâce au déport vers l'arrière des articulations ;

exemple : articulation de genou modulaire NEURO CLASSIC.



Automatique

- verrouillage de la flexion du genou en phase d'appui et déverrouillage en phase oscillante ;
- verrouillage et déverrouillage mécaniques (articulation de genou modulaire NEURO MATIC) ou électroniques (articulation de genou modulaire NEURO TRONIC) ;
- sécurité optimale pour une grande liberté de mouvement ;
- convient également comme outil d'entraînement en rééducation.



Verrouillée

- verrouillage complet pendant la marche (flexion du genou impossible) ;
- sécurité maximale en phase d'appui ;
- possibilité de déblocage manuel (par ex. assis) ;
- compensation pour suppléer à l'absence de flexion du genou en phase oscillante ;

exemple : articulation de genou modulaire NEURO FLEX MAX.

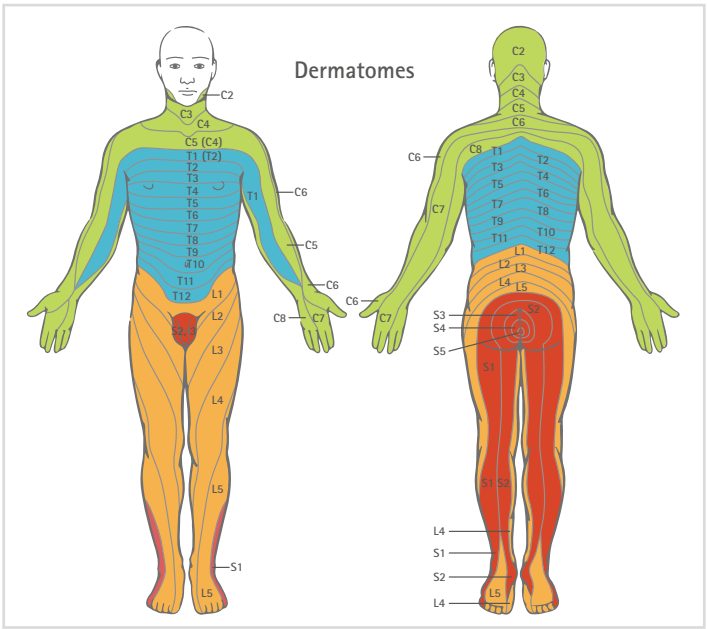
Classification

L'équipe interdisciplinaire doit, pour pouvoir évaluer les possibilités d'appareillage orthétique, disposer de certaines informations sur le caractère de la paraplégie. Les données les plus importantes portent sur le niveau lésionnel et sur la nature de la paraplégie, à savoir complète ou incomplète. Le score *ASIA Impairment Scale* est une norme internationale créée pour la classification des paraplégies et permettant de quantifier avec précision et de communiquer en toute cohérence le degré des déficiences [May].

Niveau moteur : évaluation de la force de muscles clés

Membres supérieurs			Membres inférieurs		
G	D	Muscles clés	G	D	Membres clés
C5		fléchisseurs du coude	L2		fléchisseurs de la hanche
C6		extenseurs du poignet	L3		extenseurs du genou
C7		extenseurs du coude	L4		extenseurs dorsaux
C8		fléchisseurs des doigts	L5		longs extens. des orteils
T1		abducteurs des doigts	S1		fléchisseurs plantaires

Niveau sensitif : sensibilité de certains points clés

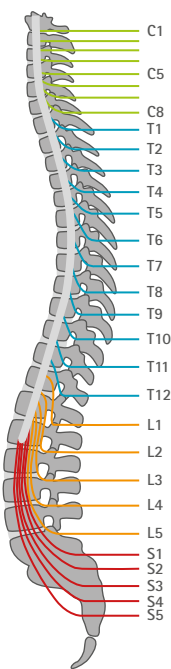


Dans un premier temps, on détermine le niveau lésionnel en fonction du segment de la colonne vertébrale épargné par les déficits moteurs et sensitifs (niveau neurologique). On recherche ensuite le niveau moteur des muscles clés définis en testant le biais de la force et le niveau sensitif par attouchements légers sur certains points clés précis de la peau, appelés dermatomes, et par un test du pique-touche (*pin-prick*). La sensibilité de ces points clés renseigne sur le niveau spinal de l'innervation (voir pages 14 et 15 en bas).

Niveaux lésionnels selon le score *ASIA Impairment Scale* :

lésions cervicales (C1–C8)	lésion à hauteur des cervicales
lésions thoraciques (T1–T12)	lésion à hauteur des thoraciques
lésions lombaires (L1–L5)	lésion à hauteur des lombaires
lésions sacrées (S1–S5)	lésion à hauteur des sacrées

L'étape suivante consiste à établir à l'aide d'une clé d'évaluation définie s'il s'agit d'une paraplégie complète (ASIA A) ou incomplète (ASIA B à D) (voir encadré ci-dessous).



A = complète
Aucune motricité ou sensibilité dans le territoire S4–S5.
B = incomplète
La sensibilité mais pas la motricité est préservée au-dessous du niveau neurologique, en particulier dans le territoire S4–S5.
C = incomplète
La motricité est préservée au-dessous du niveau neurologique et la majorité des muscles testés présentent un score inférieur à 3 (selon Janda).
D = incomplète
La motricité est préservée au-dessous du niveau neurologique et la majorité des muscles testés présentent un score supérieur ou égal à 3 (selon Janda).
E = normale
La sensibilité et la motricité sont normales.

Paraplégies complètes

Les paraplégies complètes sont définies par le *ASIA Impairment Scale* comme appartenant à la classe ASIA A. Il y a une interruption complète de toutes les voies nerveuses en dessous du niveau lésionnel et les fonctions sensitives et motrices sont perdues dans les territoires spinaux S4 et S5. Les pronostics d'évolution jusqu'au rétablissement complet de fonctions corporelles importantes sont relativement mauvais.

Malgré une paraplégie complète en dessous de la T12, le muscle du bassin encore actif (muscle carré des lombes) permet au patient d'avancer la jambe touchée, critère minimum pour pouvoir marcher avec une orthèse [Mic]. Par ailleurs, la stimulation ciblée des groupes de muscles implique des facteurs de coordination et sensorimoteurs qui influent sur la force musculaire des groupes de muscles.

En présence de lésions dans le secteur lombaire ou sacré, il reste une certaine motricité et sensibilité, même si la paraplégie est complète. Ce reste fonctionnel peut servir à commander une orthèse. Selon l'évaluation des possibilités d'appareillage orthétique, les fonctions de l'orthèse et les fonctions des articulations nécessaires pour garantir la sécurité requise en phase d'appui peuvent varier.

Même si le pronostic d'évolution est mauvais [Cur1], un appareillage orthétique précoce peut contribuer au cours de la première année à améliorer l'aptitude à marcher et le niveau moteur.

Paraplégies incomplètes

Les paraplégies incomplètes appartiennent aux classes ASIA B à D. La moelle épinière n'est interrompue que partiellement en dessous du niveau lésionnel. Il reste une fonction sensitive et motrice des dermatomes et des muscles testés stimulés par les territoires spinaux S4 et S5. Le patient a de bonnes chances de pouvoir rétablir des fonctions corporelles importantes, donc aussi la marche.

Les fonctions corporelles touchées et la persistance des dommages subis par la moelle épinière dépendent aussi bien de la gravité de la lésion que de la nature du syndrome médullaire [Ber]. Le syndrome médullaire décrit la partie endommagée de la moelle épinière.

Avec ces différents syndromes médullaires, des paraplégies incomplètes n'entraînent pas forcément les mêmes déficits moteurs que des paraplégies complètes situées au même niveau lésionnel. On peut espérer que quelques groupes de muscles peuvent être stimulés sans aucune restriction. Mais il est assez difficile d'évaluer la situation avec précision.

Un appareillage orthétique est possible pour les paraplégies incomplètes des lombaires et du sacrum, même en cas de niveaux lésionnels au-dessus de la T12 si la force musculaire est suffisante. Pendant la phase précoce de rééducation, les orthèses peuvent apporter un soutien précieux à l'apprentissage de la marche assisté par une prise en charge physiothérapeutique. Il est même possible qu'un appareillage orthétique précoce permette d'améliorer l'aptitude à marcher et le niveau moteur du patient. Ce potentiel d'amélioration est plus important pour les patients classés ASIA D que pour les patients ASIA C, voire ASIA B [Cur1].

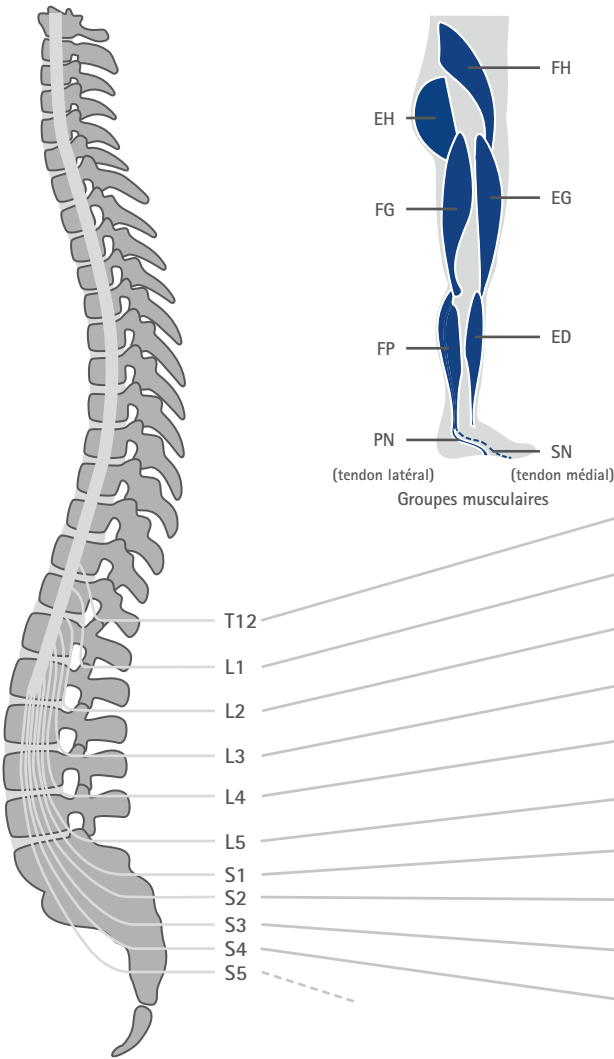
i ASIA = American Spinal Injury Association; association américaine de soins, de formation et de recherche dans le secteur de la traumatologie médullaire, ayant son siège à Richmond, Virginie

i Classification des différents syndromes médullaires :

syndrome cordonal antérieur :	atteinte de la partie antérieure de la moelle épinière ;
syndrome cordonal postérieur :	atteinte de la partie postérieure de la moelle épinière ;
syndrome syringomyélique :	atteinte de la partie centrale de la moelle épinière ;
syndrome de Brown-Séquard ou syndrome de l'hémi-moelle :	atteinte unilatérale de la partie de la moelle épinière ;
syndrome du cône terminal :	atteinte de l'extrémité conique de la moelle épinière (cône médullaire) ;
syndrome de la queue de cheval :	atteinte des racines des nerfs spinaux à l'extrémité de la moelle épinière (partie terminale de la moelle épinière).

Rapport entre niveau lésionnel et force musculaire

Tous les groupes de muscles se composent de plusieurs muscles différents. Ces muscles sont traversés par des nerfs qui proviennent de plusieurs territoires spinaux différents [Put]. Il existe donc pour chaque groupe de muscles une zone de territoires spinaux à l'intérieur desquels il subsiste encore une fonction résiduelle dépendant du niveau lésionnel.



Groupes de muscles particulièrement importants pour la marche et l'évaluation des possibilités d'appareillage orthétique :

- au niveau de la hanche : les fléchisseurs et les extenseurs de la hanche ;
- au niveau du genou : les fléchisseurs et les extenseurs du genou ;
- sur la cheville supérieure : les fléchisseurs plantaires et les extenseurs dorsaux ;
- sur la cheville inférieure : les supinateurs et les pronateurs.

Le tableau ci-dessous permet de préciser à partir du niveau lésionnel si un groupe de muscles est touché par la paraplégie, et si oui, dans quelle mesure. Il est alors possible d'évaluer la force musculaire des différents groupes de muscles et, par suite, les possibilités d'appareillage orthétique. Connaissant les forces définies pour chacun des groupes de muscles, on peut attribuer de la même façon à chaque niveau lésionnel les types d'orthèses et les articulations possibles (voir pages 22 et 23).

	Fléchisseurs de la hanche (FH) Force musculaire	Extenseurs de la hanche (EH) Force musculaire	Fléchisseurs du genou (FG) Force musculaire	Extenseurs du genou (EG) Force musculaire	Fléchisseurs plantaires (FP) Force musculaire	Extenseurs dorsaux (ED) Force musculaire	Supinateurs (SN) Force musculaire	Pronateurs (PN) Force musculaire	Groupes musculaires concernés
T12	0								
L1	1								
L2	2	0	0	0					
L3	3			2					
L4	4	1	1	4	0	0	0	0	
L5	5			5	1	2	1	2	
S1		2	2		2	3	2	3	
S2			3		3	4		4	
S3		3	4		4	5	3	5	
S4		4	5		5		4		

Force musculaire en cas de lésion complète du segment médullaire

Évaluation des possibilités d'appareillage orthétique

Patients avec paraplégie complète (ASIA A)

Le rapport entre niveau lésionnel et force musculaire s'applique à la défaillance totale des voies nerveuses en dessous du niveau lésionnel. Il est donc aisé d'évaluer la force musculaire (voir page 18 et suivante) pour déterminer les possibilités d'appareillage orthétique.

La stimulation ciblée de groupes de muscles nécessitant aussi des facteurs de coordination et sensorimoteurs, il faut toutefois effectuer un test approfondi des fonctions musculaires pour chiffrer avec précision la force musculaire et pour planifier l'appareillage orthétique [Jan].

Patients avec paraplégie incomplète (ASIA B à D)

Il est possible, chez ces patients, que certains groupes de muscles soient moins touchés, voire tout à fait épargnés. La force musculaire définie dans le tableau ne représente donc que le cas le plus grave de restriction. Ainsi, les orthèses conviennent même aux niveaux lésionnels au-dessus de la T12.

Là encore un test approfondi de la fonction musculaire s'impose pour pouvoir chiffrer avec précision la force musculaire et planifier l'appareillage orthétique [Jan].



Rapport entre niveau lésionnel et type d'orthèse

La force musculaire pouvant être spécifiée à partir du niveau lésionnel en cas de paraplégies complètes (voir page 18 et suivante), il est possible de la même façon de rechercher les types d'orthèses et les articulations en fonction du niveau lésionnel. En cas de paraplégies incomplètes, les types d'orthèses et les articulations indiqués dans le tableau ne représentent que les conditions maximales exigées d'un appareillage orthétique. De nombreuses personnes peuvent profiter d'un appareillage orthétique même si la lésion se trouve au-dessus de la T12. Il faut pour cela toutefois établir avec précision la force musculaire et effectuer une configuration de l'orthèse (voir page 24 et suivante).



- recommandation
- alternative
- aucune recommandation

	AFO	KAFO		
		 À mouvement libre	 Automatique	 Verrouillée
T12				
L1				
L2				
L3				
L4				
L5				
S1				
S2				
S3				
S4				

Détermination du type d'orthèse requis par configuration

La construction, en cas de lésions de la moelle épinière (par ex. paraplégie), d'une orthèse à la fois solide et légère qui réponde en plus à tous les impératifs fonctionnels nécessite un grand nombre de données concernant le patient.

Exemples de données du patient :

- taille et poids du patient ;
- maladies et restrictions (nature de la paralysie) ;
- position du genou et de la hanche (par ex. hyperextension) ;
- niveau d'activité et aides techniques pour le déplacement ;
- force musculaire.

Exemples de fonctions des orthèses et d'articulations :

- butée dorsale ;
- fonction de relèvement du pied ;
- extension dynamique du genou (en phase d'appui) ;
- stabilité maximale du genou (en phase d'appui) ;
- flexion du genou (en phase oscillante).

Il est très difficile pour un orthopédiste de tenir compte de chacune de ces informations dans le calcul et la conception de l'orthèse. Seuls des systèmes de calcul intelligents comme le configurateur d'orthèse de FIOR & GENTZ sont en mesure de réaliser une analyse exacte du grand nombre de données.



Ce système réunit toutes les données du patient importantes pour l'appareillage qui sont introduites dans le masque de saisie du configurateur d'orthèse de FIOR & GENTZ au cours de la configuration. Pas à pas, l'orthopédiste progresse dans le choix des types d'orthèses et d'articulations disponibles (voir page 12 et suivante), jusqu'à la création de l'orthèse finie.

Le configurateur d'orthèse en 4 étapes



1. Données du patient

L'orthopédiste entre dans les champs correspondants du masque de saisie les données du patient collectées.

2. Composants modulaires

Il effectue son choix parmi plusieurs alternatives et le configurateur d'orthèse calcule à partir de là les composants modulaires requis.

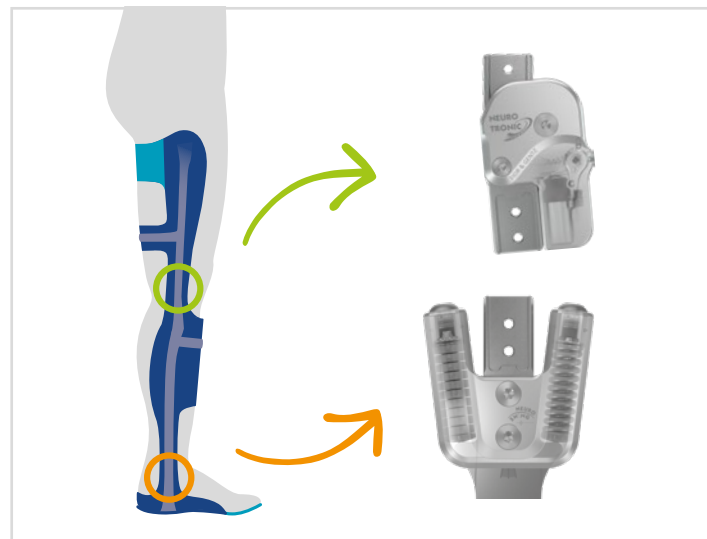
3. Liste des articles

Une fois la configuration est terminée, l'orthopédiste reçoit une liste des composants requis pour la construction de l'orthèse.

4. Commande/Panier

Il peut alors commander les composants déterminés ou encore imprimer une recommandation pour le calcul des coûts.

Extrait d'un résultat de configuration possible :



L'orthèse optimale

Témoignage d'un patient

Jarno Rintschwentner, couvreur de son métier, souffre d'une paraplégie incomplète en dessous de la troisième lombaire depuis une chute de 12 mètres de hauteur en 2006. C'est sur sa demande qu'il a eu sa première orthèse. Elle était équipée d'une articulation du genou automatique.

Vous pouvez lire ici le témoignage de Jarno Rintschwentner sur...

...son objectif pendant la rééducation :

Dès le premier entretien que j'ai eu avec mon conseiller de la caisse professionnelle d'assurances, je lui ai déclaré : « Je veux quitter cet établissement sur mes deux jambes. »

...les mauvais arguments pour un fauteuil roulant :

Je n'ai jamais eu de fauteuil roulant (...). En rééducation, on me disait toujours : « En fauteuil roulant, tu as les deux mains libres et tu peux au moins transporter quelque chose sur les genoux. » Ce n'était pas un argument valable à mes yeux.

...les réticences non fondées à l'encontre des orthèses :

C'était toujours des arguments (...) qui venaient d'un état d'esprit remontant des fois à une vingtaine d'années, lorsque les orthèses étaient encore en acier et d'un poids considérable.

...le jour de son premier appareillage orthétique :

On m'a remis ma première orthèse six mois après l'accident. À mon avis c'était assez tard. (...) Je suis persuadé que plus les patients sont appareillés tôt, plus le traitement peut apporter des résultats.

...l'évolution de sa marche grâce à l'orthèse :

Quand je marche sans orthèse, je mets ma jambe gauche en hyperextension. Grâce à l'orthèse, ma marche semble assez normale. Quand je porte l'orthèse sous un pantalon et que je suis dans un bon jour, ça ne se remarque presque pas.



Il faut posséder des connaissances détaillées de la marche normale pour pouvoir évaluer la nature d'une marche pathologique et l'action d'un appareillage orthétique. La marche normale d'une personne se décrit à l'aide de différents paramètres.

Peuvent être analysés et comparés :

- les mouvements des articulations (cinématique) ;
- les forces et les couples agissant sur les articulations (cinétique) ;
- les paramètres spatio-temporels, par exemple la vitesse de marche, la (double) longueur de pas et la cadence (nombre de pas par minute) ;
- la dépense énergétique pour la marche.

La description la plus courante, celle de Jacquelin Perry, répertorie la marche normale d'une personne en différentes phases (voir tableau ci-dessous). Un cycle de marche se divise en gros en une phase d'appui (de IC à PSw) et une phase oscillante (ISw à TSw) de la jambe considérée.

Chacune de ces phases occupe un pourcentage défini d'un cycle de marche et se caractérise par un déplacement angulaire déterminé de la hanche, du genou et de la cheville. Les termes anglais désignant ces phases et les abréviations correspondantes se sont désormais imposés au niveau international [Per].

Division du cycle de marche normale dans ses différentes phases selon Jacquelin Perry

									
Terme anglais (abréviation)									
<i>initial contact (IC)</i>	<i>loading response (LR)</i>	<i>early mid stance (MSt)</i>	<i>mid stance (MSt)</i>	<i>late mid stance (MSt)</i>	<i>terminal stance (TSt)</i>	<i>pre swing (PSw)</i>	<i>initial swing (ISw)</i>	<i>mid swing (MSw)</i>	<i>terminal swing (TSw)</i>
Terme français									
phase de contact	mise en charge	milieu de la phase d'appui (début)	milieu de la phase d'appui	milieu de la phase d'appui (fin)	levée du talon	phase préoscillante	début de la phase oscillante	milieu de la phase oscillante	fin de la phase oscillante
Pourcentage du cycle de marche									
0 %	0 à 12 %	12 à 31 %			31 à 50 %	50 à 62 %	62 à 75 %	75 à 87 %	87 à 100 %
Angle de la hanche									
flexion 20°	flexion 20°	flexion 10°	neutre (normal)	extension 5°	extension 20°	extension 10°	flexion 15°	flexion 25°	flexion 20°
Angle du genou									
flexion 0 à 3°	flexion 15°	flexion 12°	flexion 8°	flexion 5°	flexion 0 à 5°	flexion 40°	flexion 60°	flexion 25°	extension 0 à 2°
Angle de la cheville									
neutre (normal)	flexion plantaire 5°	neutre (normal)	extension dorsale 5°	extension dorsale 8°	extension dorsale 10°	flexion plantaire 15°	flexion plantaire 5°	neutre (normal)	neutre (normal)

Les marches pathologiques indiquées concernent une défaillance complète du groupe de muscles touché [Per], le degré effectif des pathologies décrites dépendant de la force musculaire. Les schémas ci-dessous illustrent la paralysie complète du groupe de muscles touché dans la phase du cycle de marche caractéristique. La marche comprend plusieurs composantes en fonction du niveau lésionnel :

- Fléchisseurs de la hanche

L'oscillation entière de la jambe est perturbée. Les patients compensent la raideur de la hanche par un fauchage (*circumduction*), un steppage (*vaulting*) ou encore par un déhanchement (*hip hiking*) (voir mécanismes de compensation page 32 et suivante).
- Extenseurs de la hanche

Le vecteur de force de réaction du sol passe en début de phase d'appui devant l'articulation de la hanche. Le manque de stabilité de la hanche est compensé par les patients par une inclinaison postérieure du tronc à partir de l'IC.
- Fléchisseurs du genou

L'initialisation de la phase oscillante est perturbée par l'absence de flexion du genou en début de PSw. Le vecteur de force de réaction du sol reste devant l'articulation du genou. La mise en place de mécanismes de compensation en est le résultat (voir page 32 et suivante).

- Extenseurs du genou

Les patients penchent alors le buste vers l'avant (salutation) en mise en charge (LR) pour compenser l'absence de stabilité du genou. Le vecteur de force de réaction du sol tombe devant l'articulation du genou et empêche sa flexion en PSw.
- Fléchisseurs plantaires

Les fléchisseurs plantaires n'étant pas actif, le décollage du talon se fait à retardement, la flexion du genou controlatérale est excessive et la longueur de pas raccourcie. Le quadriceps est plus fortement sollicité.
- Extenseurs dorsaux

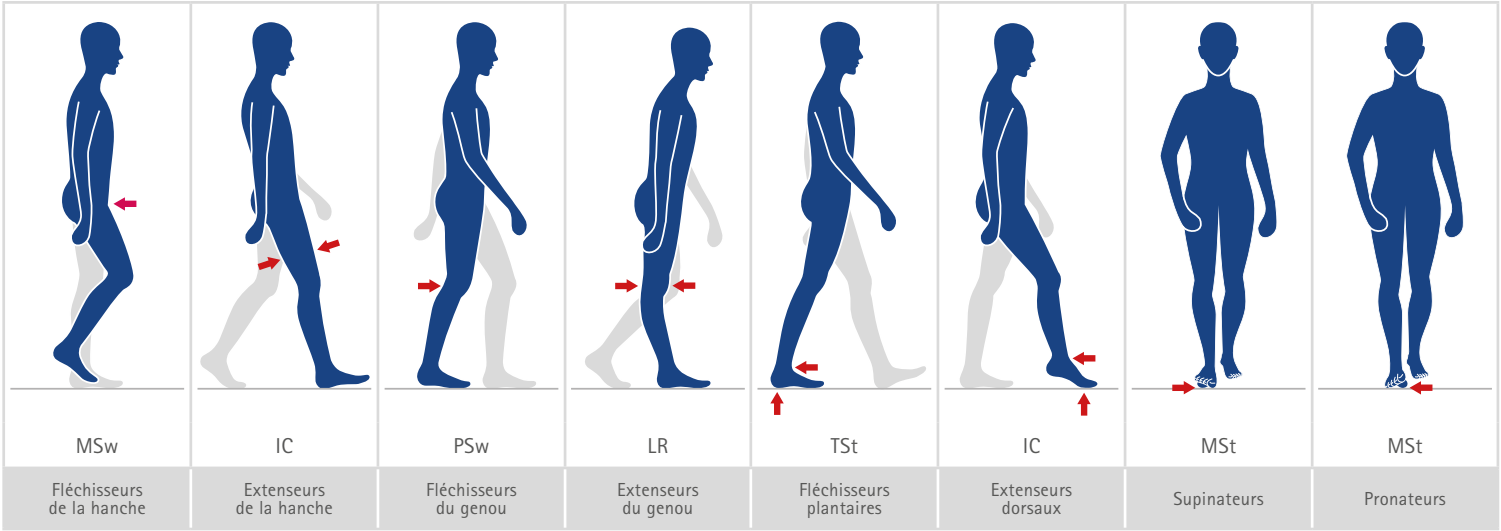
Le soulèvement du pied est perturbé en phase oscillante. L'IC s'effectue avec le pied à plat ou avec l'avant-pied. Des mécanismes de compensation apparaissent pour permettre à la personne de se déplacer sans trébucher (voir page 32 et suivante).
- Supinateurs

Le pied se trouve en position de pronation accentuée. Plus le nombre de muscles des fléchisseurs plantaires est déficient, plus cette anomalie est marquée en phase d'appui.
- Pronateurs

Le pied se trouve en position de supination accentuée. Plus le nombre de muscles des fléchisseurs plantaires est déficient, plus cette anomalie est marquée en phase d'appui.

Écarts par rapport à la marche normale en cas de défaillance isolée de

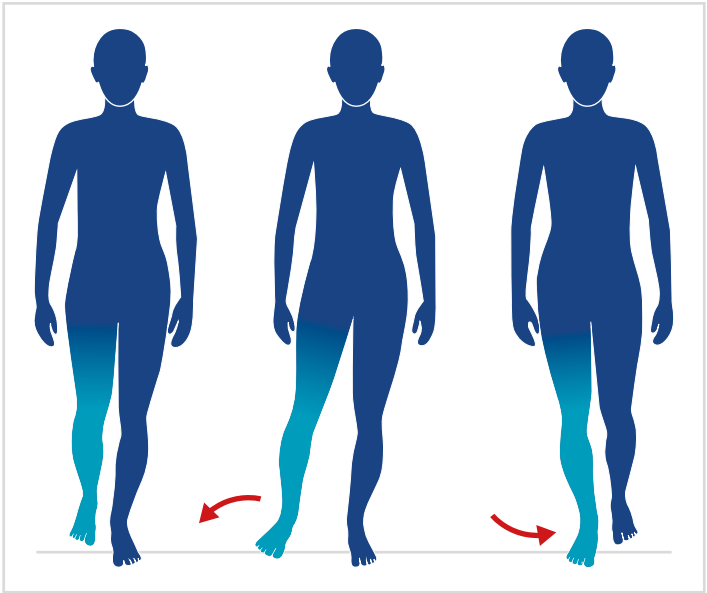
groupes musculaires



Une personne marchant normalement doit, pour avancer sans trébucher, raccourcir de fait la jambe oscillante. Cette condition est rendue possible par une flexion normale de la hanche et du genou et par une extension dorsale pendant la phase oscillante.

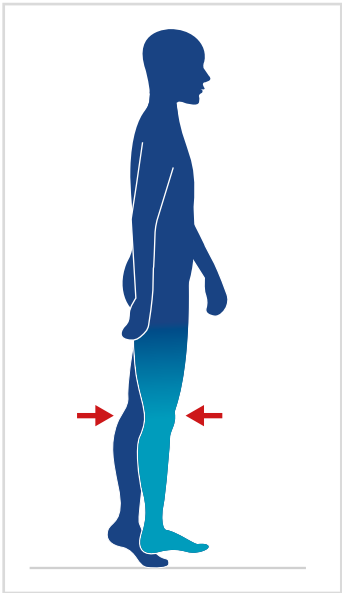
Dans certaines marches pathologiques, ce raccourcissement de la jambe oscillante est perturbé, par exemple en raison de la déficience des fléchisseurs de la hanche ou du genou. Si les extenseurs dorsaux ne fonctionnent pas, la jambe oscillante se trouve effectivement rallongée par une flexion plantaire accentuée en phase oscillante. Le port d'une KAFO bloquée interdit aussi une flexion du genou, l'articulation du genou étant bloquée en permanence.

Le corps a trois possibilités pour compenser cette absence de raccourcissement fonctionnel en phase oscillante :



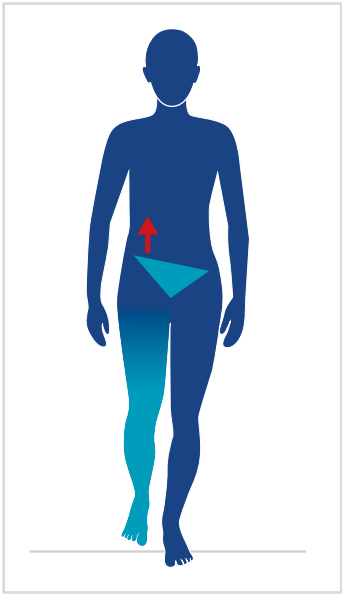
Fauchage (*circumduction*)

Pendant la phase oscillante, la jambe s'avance en effectuant un demi-cercle autour de la jambe d'appui et une rotation externe s'opère dans l'articulation de la hanche. Ce mouvement peut avoir des répercussions avec le temps et occasionner des problèmes de hanche.



Steppage (*vaulting*)

Ce mécanisme de compensation décrit une flexion plantaire controlatérale. La jambe touchée étant effectivement rallongée ou ne pouvant se plier, la jambe d'appui controlatérale doit pour cela être rallongée pour permettre l'oscillation entière.



Déhanchement (*hip hiking*)

Le déhanchement désigne le soulèvement excessif du bassin sur le côté de la jambe oscillante. Il procure à la jambe oscillante rallongée l'espace nécessaire pour une oscillation entière sans risque de trébuchement.

Abduction

(latin *abducere* = retirer, éloigner) : mouvement consistant à écarter la jambe de l'axe du corps. Mouvement antagoniste de ↑l'adduction. Les muscles commandant ce mouvement sont les abducteurs.

Adduction

(latin *adducere* = amener, apporter, rapprocher) : mouvement consistant à rapprocher la jambe de l'axe du corps. Mouvement antagoniste de ↑l'abduction. Les muscles commandant ce mouvement sont les adducteurs.

Atrophie musculaire spinale

Cette maladie héréditaire entraîne la perte progressive des cellules nerveuses motrices dans la moelle épinière avec, pour conséquence, des paralysies accompagnées principalement d'une fonte musculaire ou d'une faiblesse musculaire. La fréquence de cette maladie chez les nouveau-nés est de l'ordre de 1/10 000.

Butée dorsale

Composant d'une orthèse qui limite le degré de ↑l'extension dorsale. Le levier de l'avant-pied est activé par une butée dorsale, créant une surface d'appui. Par ailleurs, une butée dorsale, conjointement avec le support plantaire d'une orthèse, génère un couple pour l'extension du genou et, à partir du lever du talon *terminal stance*, provoque le décollement du talon du sol.

Cadence

(latin *cadere* = tomber) : ici fréquence des pas. Elle est indiquée en nombre de pas par unité de temps (minutes ou secondes).

Cinématique

(grec ancien *kinema* = mouvement ; *kinein* = bouger) : partie de la mécanique, elle étudie le mouvement de points et de corps dans l'espace hors de l'influence de forces. Dans l'analyse de la marche, ce mouvement est décrit par exemple par le déplacement de différents segments du corps les uns par rapport aux autres et exprimé en degrés d'angle.

Cinétique

(grec *kinesis* = mouvement) : partie de la dynamique, elle étudie les relations entre les forces et les mouvements d'un corps dans l'espace qui en résultent. Dans l'analyse de la marche, on recherche principalement la ↑force de réaction du sol du corps humain produite par la marche ce qui est utilisé pour le calcul des forces et couples imposés aux articulations.

Connexion cérébrale

(latin *cerebrum* = cerveau) : Le cerveau enregistre des programmes de commande pour des ensembles de mouvements complexes. L'exercice répété d'ensembles de ↑mouvements normaux amène à corriger ces programmes de commande dans le cerveau [Hor]. Toutefois, toute perturbation provenant de l'environnement est susceptible de dérégler à nouveau ces programmes de commande, et ainsi, de conduire à des ensembles de mouvements ↑pathologiques.

Contracture

(latin *contrahere* = tirer ensemble, réunir en tirant) : raccourcissement durable ou rétraction durable d'un tissu, par ex. de certains muscles ou tendons. Elle limite le mouvement capable de retour en position de référence, ou non, ou est responsable d'une malformation dans les articulations proches. Il existe des contractures élastiques et des contractures rigides.

Controlatéral

(latin *contra* = contre ; *latus* = côté, flanc) : se trouvant sur l'autre côté d'un corps.

Dermatom

(grec *dérma* = peau ; *tom* = section) : zone cutanée ↑innervée par les fibres sensibles d'un seul nerf spinal.

Échelle ADL

(anglais *Activities of Daily Living* = activités de la vie quotidienne) : L'échelle ADL est un outil permettant de mesurer l'autonomie dans leurs activités de la vie quotidienne de personnes souffrant de maladies dégénératives, comme d'une ↑sclérose en plaques par exemple.

Exosquelette

(grec *exo* = en dehors ; *skeletós* = corps desséché) : squelette extérieur. Les exosquelettes sont utilisés pour soutenir ou renforcer les mouvements humains, par exemple en médecine paralytique. Selon cette définition, une orthèse est déjà un exosquelette.

Extension dorsale

Soulèvement du pied. Mouvement antagoniste de la ↑flexion plantaire. Désignée en anglais par le terme *dorsiflexion*, l'angle entre la jambe et le pied étant réduit (↑flexion). Au niveau fonctionnel, il s'agit toutefois d'un allongement dans le sens d'une ↑extension. Les muscles commandant ce mouvement sont les extenseurs dorsaux.

Fauchage

(circumduction ; latin *circumducere* = couper à la faux) : compensation d'un raccourcissement insuffisant de la jambe en phase oscillante pendant la marche. Le patient effectue ici avec la jambe oscillante touchée un demi-cercle autour de la jambe d'appui.

Flexion

(latin *flexere* = plier, fléchir) : la flexion active ou passive, le ploiement actif ou passif d'une articulation. La flexion est le mouvement inverse à l'extension et diminue de façon caractéristique l'angle de l'articulation.

Flexion plantaire

Abaissement du pied. Mouvement antagoniste de l'extension dorsale. Les muscles commandant ce mouvement sont les fléchisseurs plantaires.

Force de réaction du sol

Force générée dans le sol en contre-réaction au poids de la personne. Le vecteur de la force de réaction du sol est une ligne théorique visualisant l'ampleur, l'origine et la direction de l'action de la force de réaction du sol.

Force musculaire

La force musculaire est un indicateur permettant de quantifier la force libérée par un groupe de muscles (par ex. les fléchisseurs du genou). Cette force est déterminée par un test musculaire fonctionnel [Jan] dans le but d'évaluer dans quelle mesure chaque groupe de muscles est capable d'effectuer le mouvement voulu. Le résultat correspond à un classement en six niveaux, selon que le patient a pu s'opposer ou non à une résistance générée manuellement ou à la force de gravité.

0 (zéro)	aucune tension musculaire possible
1 (trace)	tension musculaire perceptible, mais sans effet de mouvement
2 (très faible)	mouvement possible sans gravitation
3 (faible)	déploiement de la puissance contre gravitation
4 (bon)	déploiement de la puissance contre résistance faible
5 (normal)	déploiement de la puissance complète contre résistance forte

Hip hiking

(anglais *hip* = hanche, *to hike sth.* = relever, remonter) : déhanchement. Compensation d'un raccourcissement insuffisant de la jambe en phase oscillante pendant la marche. La personne soulève le bassin côté jambe oscillante afin de permettre une oscillation entière sans risque de trébuchement.

Innervé

(lat. *nervus* = nerf) : fournir un organe, par exemple un muscle, en éléments nerveux.

Interdisciplinaire

(latin *inter* = entre) : désigne la collaboration entre plusieurs secteurs, dépassant le cadre d'une seule discipline.

Ischémie

(grec *íschein* = arrêter, retenir) : diminution ou interruption totale locale de l'apport en sang artériel. Un accident ischémique, sorte d'attaque d'apoplexie, diminue ou interrompt la circulation sanguine dans une zone délimitée du cerveau.

Muscle carré des lombes

Muscle lombaire carré appartenant aux muscles profonds de l'abdomen. Il permet, par ex. lorsque le thorax est fixé, de soulever latéralement la crête iliaque.

Muscle quadriceps fémoral

Muscle à quatre faisceaux de la cuisse. Stimule principalement l'extension de la jambe dans le genou.

Neuroplasticité

Désignée également par plasticité neuronale. Modifications structurelles du système nerveux central dues à un changement des exigences physiologiques. Par exemple, après une attaque d'apoplexie, des zones voisines du cerveau reprennent les fonctions des zones endommagées. Ces phénomènes peuvent aussi intervenir pour des synapses, des terminaisons nerveuses et des axones. Ce processus peut aussi être défini comme apprentissage neuronal.

Paraplégie

(grec *para* = à côté de, auprès de ; *plege* = coup, paralysie) : paralysie complète de deux membres symétriques (le plus souvent les jambes).

Pathologique

(grec *pathos* = douleur, maladie) : malade, modifié par la maladie, les troubles.

Physiologique

(grec *physis* = nature ; *logos* = parole, science) : concernant les processus vitaux naturels.

Pin-prick

(anglais *pin* = aiguille ; *prick* = piquer) : test du pique-touche, méthode de test clinique consistant à vérifier la sensibilité cutanée à la douleur à l'aide d'un objet pointu (par ex. une aiguille).

Position neutre (normale)

Désigne la posture qu'une personne prend en station debout, jambes écartées à largeur de hanches. L'ampleur du mouvement d'une articulation se détermine à partir de la position neutre (normale).

Pronation

(latin *pronare* = se pencher en avant) : rotation vers l'intérieur du pied autour de son axe longitudinal, et/ou soulèvement du bord externe du pied. Mouvement antagoniste de la ↑supination. Les muscles commandant ce mouvement sont les pronateurs.

Sclérose en plaques

(abrév. SEP) : maladie inflammatoire du système nerveux central provoquant des restrictions neuromusculaires progressives (par ex. diminution de l'aptitude à la marche).

Sensorimoteur

Relatif à l'action conjuguée d'éléments sensoriels et d'éléments moteurs du système nerveux. Ainsi par exemple, les impressions sensorielles captées par la plante des pieds agissent sur l'activité de certains muscles. Des éléments sensorimoteurs peuvent être intégrés par ex. dans des semelles orthopédiques, des chaussures intérieures ou le support plantaire d'une orthèse.

Spasticité

(grec *spasmos* = crampe) : une activation des muscles passagère ou plus durable due à une lésion du premier neurone moteur responsable de la sensorimotricité [Bas, p. 61 ; Pan, p. 2 et suivantes].

Spina bifida

(latin *spina* = épine ; *bifidus* = divisé en deux) : absence de fusion de la colonne vertébrale au niveau des lombaires ou du sacrum apparaissant au stade embryonnaire. On distingue une forme fermée et une forme ouverte de l'absence de fusion. En fonction de sa gravité, cette malformation est à l'origine de troubles physiques, semblables à ceux rencontrés lors de paraplégies. La fréquence de cette maladie chez les nouveau-nés est de l'ordre de 1/1 000.

Spinal

(latin *spinalis* = en rapport avec la colonne vertébrale) : relatif à la moelle épinière ou à la colonne vertébrale.

Steppage

(vaulting ; anglais *to vault sth.* = sauter qc) : compensation d'un raccourcissement insuffisant de la jambe en phase oscillante pendant la marche. Ici, la cheville de la jambe d'appui ↑controlatérale est placée en ↑flexion plantaire. Ce mécanisme permet de pallier en phase oscillante à l'absence ↑d'extension dorsale, de flexion de la hanche ou du genou de la jambe touchée et d'effectuer une oscillation entière sans risque de trébuchement.

Supination

(latin *supinare* = renverser en arrière) : rotation vers l'extérieur du pied autour de son axe longitudinal, et/ou soulèvement du bord interne du pied. Mouvement antagoniste de la ↑pronation. Les muscles commandant ce mouvement sont les supinateurs.

Tétraplégie

(grec *tetra* = quatre ; *plege* = coup, paralysie) : paralysie complète des quatre membres (les deux bras et les deux jambes).

Verticalisation

(latin *vertex* = sommet) : redressement du corps pour le mettre en position verticale.

Abrév.	Source	Page
[Bas]	Bassøe Gjelsvik BE (2012) : Die Bobath-Therapie in der Erwachsenen-neurologie, 2e édition. Stuttgart : Thieme.	38
[Ber]	Berlit P (2014) : <i>Basiswissen Neurologie</i> , 6. Auflage. Heidelberg : Sprin-ger.	4,17
[Bur]	Burns AS, Ditunno JF (2001) : Establishing Prognosis and Maximizing Functional Outcomes After Spinal Cord Injury : A Review of Current and Future Directions in Rehabilitation Management. <i>Spine</i> 26(24S) : 137-145.	6
[Cur1]	Curt A, van Hedel H et al. (2008) : Recovery from a Spinal Cord Injury : Significance of Compensation, Neural Plasticity, and Repair. <i>Journal of Neurotrauma</i> 25(6) : 677-685.	10,16,17
[Cur2]	Curt A (2012) : Leitlinien der DGN – Querschnittlähmung. In : Diener HC et al. (Hrsg.) : <i>Leitlinien für Diagnostik und Therapie in der Neuro-logie</i> . 5e édition. Stuttgart : Thieme.	7
[Hor]	Horst R (2005) : <i>Motorisches Strategietraining und PNF</i> . Stuttgart : Thieme.	10,34
[Jan]	Janda V (1994) : <i>Manuelle Muskelfunktionsdiagnostik</i> , 3e édition. Ber-lin : Ullstein Mosby.	20,37
[Kir]	Kirshblum SC, Priebe MM et al. (2007) : Spinal Cord Injury Medicine. 3. Rehabilitation Phase After Acute Spinal Cord Injury. <i>Archives of Phy-sical Medicine and Rehabilitation</i> 88(Suppl 1) : 62-70.	6,7
[May]	Maynard FM, Bracken MB et al. (1997) : International Standards for Neurological and Functional Classification of Spinal Cord Injury. <i>Spinal Cord</i> 35(5) : 266-274.	14
[McD]	McDonald JW, Sadowsky CL (2002) : Spinal-cord injury. <i>The Lancet</i> 359(9304) : 417-425.	4
[Mic]	Michael T, Arpad M et al. (2002) : <i>Physiotherapie und Orthesenversor-gung bei Spina bifida</i> . Dortmund : ASbH Bundesverband.	16

Abrév.	Source	Page
[Nen]	Nene AV, Hermens HJ et al. (1996) : Paraplegic locomotion : a review. <i>Spinal Cord</i> 34(9) : 507-524.	9,10
[Nol]	Nollet F (2015) : <i>Proceedings of the 15th ISPO World Congress</i> . Lyon, France.	12
[Pan]	Pandyan AD, Gregoric M et al. (2005) : Spasticity: clinical percep-tions, neurological realities and meaningful measurement. <i>Disability and Rehabilitation</i> 27(1-2) : 2-6.	38
[Per]	Perry J, Burnfield JM (2010) : <i>Gait Analysis – Normal and Pathological Function</i> , 2e édition. Thorofare : Slack.	29,30
[Plo]	Ploeger HE, Bus SA et al. (2014) : Ankle-foot orthoses that restrict dorsiflexion improve walking in polio survivors with calf muscle wea-kness. <i>Gait & Posture</i> 40(3) : 391-398.	12
[Put]	Putz R, Pabst R (2007) : Sobotta – <i>Anatomie des Menschen</i> , 22e édi-tion. München : Elsevier.	18
[Row]	Rowland J, Hawryluk G et al. (2008) : Current status of acute spinal cord injury pathophysiology and emerging therapies : promise on the horizon. <i>Neurosurgical Focus</i> 25(5) : E2.	6



Configurateur d'orthèse

PR0232-FR-2022-03

FIOR & GENTZ

Dorette-von-Stern-Straße 5
21337 Lüneburg (Allemagne)

☎ +49 4131 24445-0
☎ +49 921 95659554

✉ info@fior-gentz.de
🌐 www.fior-gentz.fr