

Biomécanique dans l'eau : comparaison des amplitudes articulaires du membre inférieur lors de la marche dans l'eau et la marche en milieu sec sur tapis roulant

Biomechanics in water : Comparison between range of motion of lower extremity joints during treadmill walking under water and out of water

CLAIRE JACQUEMIN, (DO, MSc)¹; WALID SALEM, (DO, PhD)^{1,2}

1 Haute école Paul Henri Spaak (ISEK), Bruxelles, Belgique

2 Laboratoire d'Ostéopathie, Faculté des Sciences de la Motricité, Université libre de Bruxelles, Belgique

Les auteurs attestent ne pas avoir de conflit d'intérêt dans la réalisation de ce travail

Keywords

Biomechanics, gait, water, range of motion, lower limb

Mots clés

Biomécanique, marche, eau, amplitude articulaire, membre inférieur

Abstract

Objective: to quantify range of motion of the hip, the knee and the ankle during walking in water, and to compare it to these measurements during the walk on land. Programs adapted for each patient having locomotion's problems could thus be prescribed.

Methods: ten 24 years old students, (\pm 2ans), walked during three minutes on treadmill on land and on treadmill in water (immersion level: xyphoïd process) at spontaneous rate. The values for each subject were obtained by the use of software. Tests of inter and intra individual reproducibility were performed. The Anova's parametric test enabled to compare the range of motion between the two conditions and a test of Tukey was realized for assessing if the difference was significant or not.

Results: the difference between both conditions of walking for the hip is significant in three different cycle phases. For the knee, the difference was highly significant and for the ankle, one difference between both conditions was observed.

Résumé

Objectif: quantifier les amplitudes articulaires de la hanche, du genou et de la cheville lors de la marche dans l'eau, et les comparer avec la marche en milieu sec. Des programmes d'exercices adaptés pour chaque patient ayant des problèmes de locomotion pourraient ainsi être prescrits.

Méthodes: dix étudiants âgés de 24 ans (\pm 2ans), ont marché pendant trois minutes sur un tapis roulant en milieu sec et sur un tapis roulant dans l'eau (immersion jusqu'au processus xiphœide) à vitesse spontanée. Les valeurs de chaque sujet ont été obtenues grâce à un logiciel. Un test de reproductibilité inter et intra individuelle a été fait. Le test Anova paramétrique a permis de comparer les amplitudes entre les deux milieux et un test de Tukey a été pratiqué pour savoir si la différence était significative ou non.

Résultats: la différence entre les deux conditions de marche pour la hanche était significative selon trois phases différentes d'un cycle. Pour le genou, la différence a été hautement signi-

Conclusion: more hip flexion is required at the beginning of a cycle of walking in water, the knee increases its range of motion (flexion) throughout most of the gait cycle (in water) and the ankle shows little difference between both conditions. The variation of amplitude between the two conditions of walking is due to the different water properties: resistance, floatability, drag force in water.

ficative, et pour la cheville, une seule différence entre les deux milieux a été observée.

Conclusion: la hanche nécessite plus de flexion au début d'un cycle de marche dans l'eau, le genou augmente ses amplitudes articulaires (en flexion) durant presque tout le cycle de marche (dans l'eau) et la cheville n'a que peu de différence entre les deux milieux. La variation d'amplitude entre les deux conditions de marche est due aux différentes propriétés de l'eau: résistance, flottabilité, force de trainée dans l'eau.



Introduction

La marche dans l'eau est préconisée dans le cadre de la réadaptation en hydrothérapie car c'est un exercice simple et facile à mettre en œuvre ⁽¹⁾.

Elle est un moyen simple de rééducation fonctionnelle pour les patients ayant des problèmes de locomotion ⁽²⁾. Les amplitudes maximales de chaque articulation du membre inférieur ne sont pas nécessaires à la marche, ce qui la rend automatique.

Les études de la marche humaine sont complexes car les paramètres pouvant être observés sur un sujet lors de la marche sont interdépendants ⁽³⁾.

Un cycle de marche (normalisé en fonction du temps du cycle) peut se diviser en plusieurs phases, qui seront détaillées plus loin dans cet article. La répétition parfaite d'un cycle est impossible à cause des variations des systèmes neuromusculaire et squelettique ainsi que des déviations des forces ⁽⁴⁾.

Chaque articulation ou groupe articulaire a plusieurs fonctions. La fonction principale est souvent d'ordre cinématique. Ainsi le rôle du membre inférieur est le déplacement ⁽⁵⁾.

Dans l'eau, la marche est confrontée à un milieu totalement différent du milieu sec. Elle présente d'ailleurs des propriétés particulières: flottabilité, poussée d'Archimède, pression hydrostatique, tension de surface, inertie, chaleur spécifique de l'eau, trainée, résistance à l'avancement, viscosité et température ^(1,6).

Les effets de l'eau sont connus depuis l'antiquité ⁽¹⁾. Elle influe de façon bénéfique et variée sur l'organisme. Ses objectifs (dans la thérapie) sont: la diminution de la douleur, le relâchement musculaire, le relâchement du corps, la verticalisation précoce, la facilitation des mouvements, la proprioception, la résistance aux mouvements et l'augmentation de la performance motrice ^(1,7).

Plus le corps est immergé, plus la charge corporelle est diminuée (poussée d'Archimède) et plus la résistance aux mouvements est augmentée ^(8,9). La marche dans l'eau se révèle donc être beaucoup plus lente, mais son contrôle est meilleur ⁽²⁾. Sa résistance au déplacement est due à une densité plus importante que l'air ⁽¹⁾.

L'hydrothérapie est complémentaire de la rééducation fonctionnelle. Elle est utilisée pour traiter de nombreux sujets souffrant d'affections rhumatologiques, orthopédiques, traumatologiques ou neurologiques, et augmente leurs capacités de marche (durée de marche, longueur de pas ...) ^(7,10).

Pour le développement thérapeutique, il serait intéressant de valider cette technique.

Le but de cette étude a été de comparer les amplitudes articulaires du membre inférieur lors de la marche dans l'eau et la marche en milieu sec.

Sachant qu'il existe une plus grande résistance dans l'eau, nous avons émis l'hypothèse qu'une différence d'amplitude articulaire pourrait être observée lors de la marche dans l'eau.

Méthodes

Sujets

Dix étudiants en kinésithérapie (quatre femmes et six hommes) se sont portés volontaires et ont participé aux expériences. La moyenne d'âge était de 24 ans (± 2 ans), leur taille et leur poids respectifs étaient de 1.74m (± 0.10 m) et 67kg (± 10 kg).

Les critères d'inclusions des sujets étaient les suivants: hommes ou femmes, âgés de 20 à 30 ans excluant toute malformation du membre inférieur, tout problème de locomotion ou encore tout type de pathologie orthopédique, traumatologique ou neurologique. Les sujets étaient sains. Ils ont signé un formulaire de consentement éclairé pour la participation à cette étude, qui a été approuvé par le comité d'éthique de la Haute Ecole Paul-Henri Spaak: Brussels Alliance for Research and Higher Education.

Matériel

La marche dans l'eau, réalisée dans une piscine chauffée à 32° (Centre de kinésithérapie et d'hydrothérapie, Caroline Gersoulle, 1130 Brussels) a été effectuée sur un tapis roulant aquatique non motorisé. Le sujet a induit sa vitesse lors de la marche. Cet appareil présentait un plan incliné de 7°.

La marche en milieu sec a été réalisée sur un tapis roulant motorisé. La vitesse souhaitée était notée sur un programme.

Un plan incliné de 7° lui a été ajouté pour obtenir les mêmes conditions de marche.

Pour filmer la marche, nous avons utilisé un appareil photo étanche (Panasonic Lumix DMC-FT2), avec enregistrement vidéo haute définition, et 14.1 mégapixels de sensibilité.

Tout mouvement sur la vidéo a été évité par la fixation de la caméra sur un trépied.

Un marqueur résistant à l'eau a été nécessaire pour dessiner les capteurs sur les articulations du membre inférieur. Les amplitudes de marche ont pu être analysées grâce à un logiciel (Tracker Video Analysis, 2007) avec une précision d'une image par 0.04 seconde.

Protocole expérimental

Chaque participant a réalisé les expériences en deux étapes : la marche sur le tapis roulant en milieu sec et la marche sur le tapis roulant en milieu aquatique.

Pour s'habituer aux milieux et à la marche sur tapis roulant, le sujet a dû marcher deux minutes sur ce tapis afin de s'y familiariser. Ensuite, leur marche a été filmée pendant trois minutes dans chacun des deux milieux avec une distance entre le sujet et la caméra de 2.50m dans l'eau et de 1.88m sur terre. Cette variation de distance était due à la différence d'indice de réfraction des milieux (l'indice de réfraction de l'air est égal à 1 et celui de l'eau est égal à 1.33). Nous avons donc le même angle de vue.

Les vidéos prises ont ensuite été transférées sur le logiciel Tracker Video Analysis. Le format de vidéo a été changé passant de .mts à .mov (seul format compatible).

Deux capteurs par articulation ont été soigneusement dessinés. Les repères osseux étaient au nombre de cinq : d'abord la projection de l'épine iliaque postéro-supérieure sur le côté sagittal du sujet, puis le grand trochanter, l'épicondyle fémoral, la malléole externe et enfin la tête du 5^e métatarsien.

Les sujets étaient immergés jusqu'au processus xiphoïde lors de la marche dans l'eau.

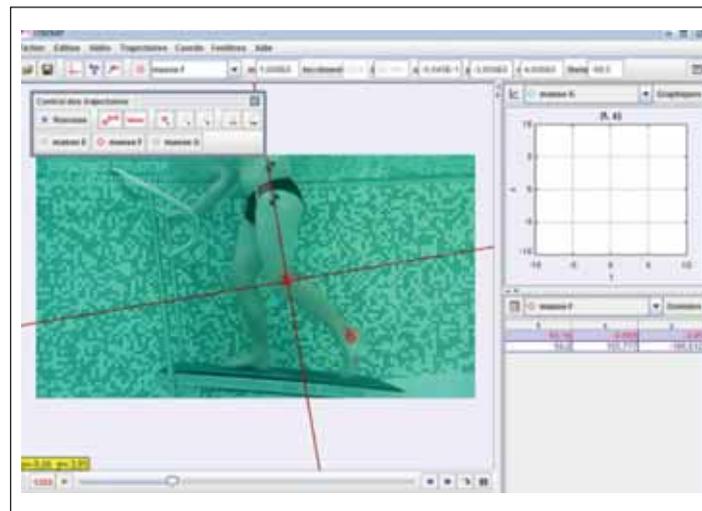
La vitesse de marche de l'individu était spontanée mais l'induction de celle-ci était différente sur le tapis dans l'eau et sur le tapis en milieu sec. La vitesse du tapis en milieu sec était programmable dans le but de correspondre à la vitesse de marche spontanée du sujet. Dans l'eau, le sujet induisait seul sa vitesse spontanée (tapis sans motorisation).

La Figure 1 donne un aperçu de l'analyse informatique des articulations. Un axe était placé sur le segment sus-jacent de l'articulation analysée. Sur la Figure 1, l'axe se situait sur le segment de la cuisse entre les repères anatomiques de l'épicondyle fémorale et du grand trochanter. Deux autres points de repères anatomiques étaient placés sur le segment sous-jacent, il s'agissait de l'épicondyle fémoral avec la malléole externe. Les coordonnées étaient transmises par le logiciel Tracker Video Analysis. La flexion de la jambe en fonction de

la cuisse était donnée grâce à la formule :

$$\text{arc tangente } y = \arctan x \leftrightarrow \tan y = x \text{ et } y \in] - \pi/2 , \pi/2 [$$

transformé en degrés.



> Figure 1: analyse du genou dans l'eau, à 62 % du cycle de la marche pour débiter la phase d'oscillation

Le principe pour l'analyse de la hanche et de la cheville était le même que celui du genou.

Cinq phases d'un cycle de marche ont été analysées pour l'articulation de la hanche et de la cheville. Ces cinq phases sont des valeurs pertinentes lors de la marche.

- 0 % : contact initial du pied gauche, début de la 1^{ère} phase de double appui.
- 12 % : fin du double appui, début de la phase de simple appui gauche.
- 50 % : début de la 2^e phase de double appui.
- 62 % : fin double appui, début phase oscillatoire de la jambe gauche.
- 100 % : correspond à 0 %.

Pour le genou, deux autres phases ont été analysées pour de meilleurs résultats :

- 40 % : milieu de la phase de simple appui gauche.
- 70 % : milieu de la phase d'oscillation du pied gauche.

Les amplitudes articulaires de la hanche, du genou, et de la cheville, la vitesse moyenne de marche dans chaque milieu et le temps moyen d'un cycle de marche dans chaque milieu ont également été étudiés.

Tests de reproductibilité et analyses statistiques

La mesure d'une amplitude articulaire a été répétée dix fois par sujet et par cycle de marche.

Ainsi un test de reproductibilité intra individuelle a pu être obtenu dans le but de quantifier l'erreur relative à la prise de mesure.

De plus, un test de reproductibilité inter individuelle a été effectué afin d'évaluer l'erreur relative à une personne. Deux étudiants ont été choisis aléatoirement afin d'effectuer, eux aussi, une analyse de mesure pour chaque articulation sur un même cycle de marche.

Pour l'analyse statistique, étaient nécessaires les logiciels Statistica 8.0 et Microsoft Excel.

Un test d'Anova à mesures répétées a été utilisé. Les analyses de variance ont permis de comparer les amplitudes articulaires de la hanche, du genou, et de la cheville dans les deux milieux.

Un post-test de Tukey a été calculé pour connaître les valeurs des différences éventuelles dans chaque phase de cycle entre les deux milieux. Les valeurs ont été exprimées selon leur moyenne +/- écart-type. Les valeurs $p \leq 0.05$ (*) ont été considérées comme significatives.

Résultats

Grâce au modèle de reproductibilité intra-observateur développé, l'erreur quadratique moyenne a été déterminée pour les trois articulations, hanche 2,4°, genou 1,6° et la cheville 1,7°. L'erreur quadratique moyenne inter observateur était de 1,6°, 0,5° et 0,6° pour la hanche, le genou et la cheville respectivement. (Tableau 1, 2 et 3)

Hanche	Somme des carrés (SS)	Degré de liberté (DDL)	Moyenne des carrés (MS)	F de Fisher (F)	Probabilité (p)
Phases	35134,95	4	8783,738	948,1094	0,000000
Erreur	416,9	45	9,264		
Milieu	42,39	1	42,395	13,8414	0,00055
Milieu*Phases	86,96	4	21,739	7,0976	0,000161
Erreur	137,83	45	3,063		

Tableau 1 : analyse ANOVA: effets du milieu sur l'amplitude articulaire de la hanche dans les différentes phases de la marche

Genou	SS	DDL	MS	F	P
Phases	32775,75	6	5462,62	594,006	0,000000
Erreur	579,36	63	9,20		
Milieu	579,17	1	579,17	53,658	0,000000
Milieu*Phases	382,97	6	63,83	5,913	0,000061
Erreur	680,01	63	10,79		

Tableau 2 : analyse ANOVA. Effets du milieu sur l'amplitude articulaire du genou dans les différentes phases de la marche

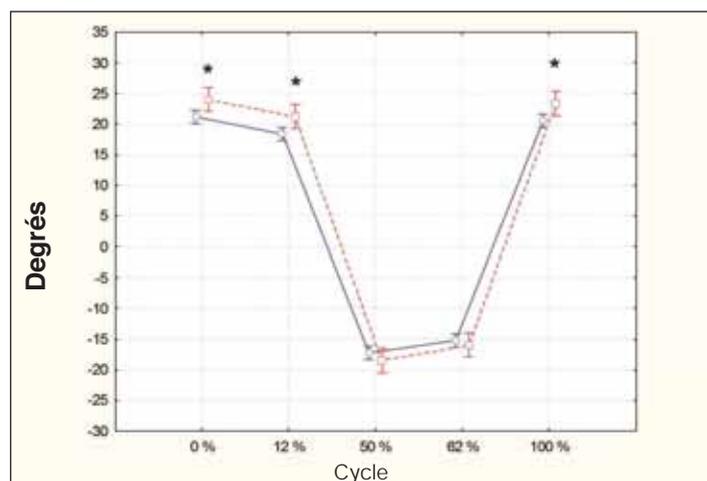
Cheville	SS	DDL	MS	F	P
Phases	10797,02	4	2699,256	388,958	0,000000
Erreur	312,29	45	6,940		
Milieu	7,11	1	7,106	1,313	0,257962
Milieu*Phases	157,16	4	39,289	7,258	0,000134
Erreur	243,58	45	5,413		

Tableau 3 : Analyse ANOVA. Effets du milieu sur l'amplitude articulaire de la cheville dans les différentes phases de la marche

La variable phase des trois articulations a été très hautement significative ($p \leq 0.001$)

La variable milieu a été très hautement significative pour la hanche et le genou ($p \leq 0.001$) et n'a eu aucun effet significatif sur la cheville.

Les interactions entre le milieu et le cycle ont été analysées et se sont révélées très hautement significatives ($p \leq 0.001$) pour les trois articulations.

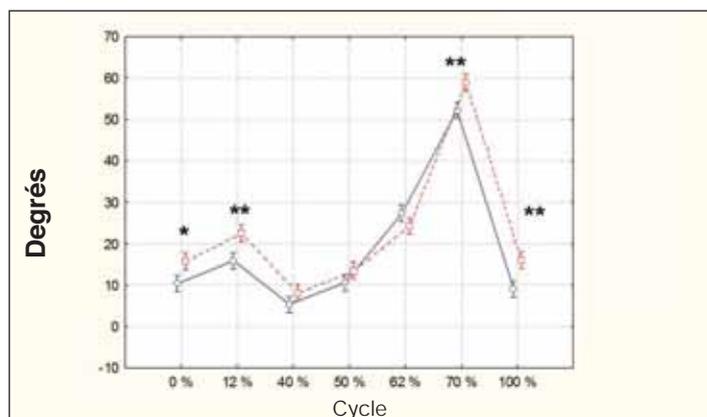


› Figure 2: variations des amplitudes articulaires de la hanche lors de la marche en milieu sec et la marche dans l'eau

Ligne bleue: à sec; ligne rouge: en piscine;
barres d'erreur: intervalles de confiance à 95°

La Figure 2 représente la variation de l'amplitude articulaire de la hanche, en degré, durant un cycle de marche complet lors de la marche dans l'eau (en rouge) et la marche en milieu sec (en bleu).

Les valeurs positives indiquent une flexion de hanche, et les valeurs négatives, une extension.



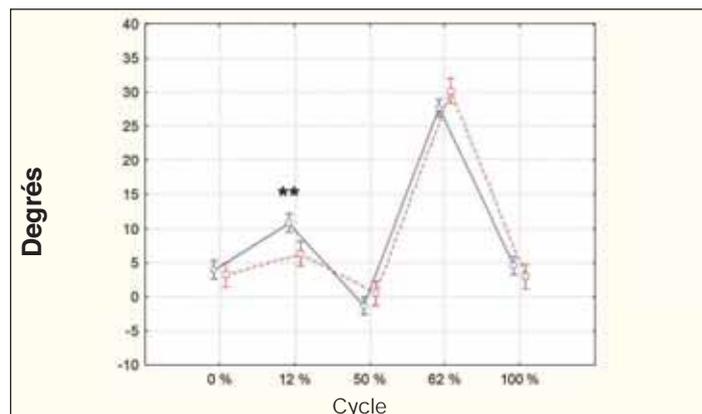
› Figure 3: variation des amplitudes articulaires du genou lors de la marche en milieu sec et la marche dans l'eau

Ligne bleue: à sec; ligne rouge: en piscine;
barres d'erreur: intervalles de confiance à 95°

La Figure 3 représente la variation de l'amplitude articulaire du genou, en degré, durant un cycle de marche complet lors de la marche dans l'eau (en rouge) et la marche en milieu sec (en bleu).

Les valeurs positives représentent la flexion de genou.

A 0% du cycle de la marche, la différence entre les deux milieux a été significative ($p \leq 0.05$). A 12%, 70% et 100%, la différence a été hautement significative ($p \leq 0.01$).



› Figure 4: variations des amplitudes articulaires de la cheville lors de la marche en milieu sec et la marche dans l'eau

Ligne bleue: à sec; ligne rouge: en piscine;
barres d'erreur: intervalles de confiance à 95°

La Figure 4 représente la variation de l'amplitude articulaire de la cheville, en degré, durant un cycle de marche complet lors de la marche dans l'eau (en rouge) et la marche en milieu sec (en bleu).

Les valeurs positives correspondent à la flexion plantaire de la cheville et les valeurs négatives, à la flexion dorsale.

A 12% du cycle de la marche, la différence entre les deux milieux a été hautement significative ($p \leq 0.01$).

Pour l'articulation de la cheville, à 12% du cycle de la marche, la différence entre les deux milieux a été hautement significative ($p \leq 0.01$).

Dans le Tableau 4, aucune différence significative n'a été constatée entre les deux milieux pour le temps moyen d'un cycle de marche et la vitesse moyenne de l'individu.

	Dans l'eau	En milieu sec
Temps moyen d'un cycle de marche (s)	1,94 ± 0,19	1,27 ± 0,11
Vitesse moyenne de l'individu (m/s)	0,40 ± 0,05	1,00 ± 0,08

› Tableau 4: comparaison du temps moyen d'un cycle de marche et de la vitesse moyenne de marche (et leurs écarts-types)

Cependant, dans l'eau, la vitesse de marche a été inférieure au milieu sec (NS : Non Significatif) et le temps moyen d'un cycle de marche supérieur (dans l'eau) (NS).

Discussion

Le but de cette étude a été de comparer les amplitudes articulaires du membre inférieur lors de la marche dans l'eau et la marche en milieu sec.

La marche d'étudiants à vitesse spontanée sur tapis roulant, dans le milieu sec et dans l'eau, (immersion jusqu'au processus xiphoïde) a été étudiée.

Durant ces expériences, ont été étudiés les amplitudes articulaires du membre inférieur, la vitesse moyenne de marche et le temps moyen d'un cycle de marche. Il a pu être possible de comparer cette marche au travers de ces milieux.

En accord avec *Chevutschi, Alberty et al.* 2009, la vitesse de marche dans l'eau a été inférieure (NS) à celle en milieu sec ⁽²⁾. Il était donc normal de trouver un temps supérieur (NS) pour un cycle de marche dans l'eau (par rapport au milieu sec). Cette modification est due à la résistance et à la force de traînée plus importantes dans l'eau que dans un milieu sec ⁽²⁾.

L'hypothèse de départ pour les amplitudes articulaires a été soutenue: selon les résultats, la marche dans l'eau a été différente de la marche en milieu sec.

Cette différence peut s'expliquer par la force de traînée dans l'eau (traînée = force de résistance qu'exerce l'eau sur le corps en mouvement), et par la diminution du poids corporelle dans l'eau (immersion jusqu'au processus xiphoïde = 70 % du poids corporel) ^(6,9).

La différence d'amplitude articulaire de la hanche entre les deux milieux a été significative ($p \leq 0.05$) pour les phases 0 %, 12 % et 100 % du cycle de la marche, c'est-à-dire, lors de la phase de simple appui gauche, moment où le poids du corps est transféré du membre inférieur droit au membre inférieur gauche. L'attaque du talon au sol (0 et 100 %) a nécessité plus de flexion de hanche dans l'eau. *Miyoshi, Shiota et al.* avaient trouvé le même modèle d'amplitudes articulaires de hanche (8° de différence entre l'eau et le milieu sec) mais de façon NS.

Les études de *Barela, Stolf et al.* et *Miyoshi, Shiota et al.* (immersion jusqu'au niveau du creux axillaire) ne trouvaient aucune différence significative entre les deux milieux ^(9,11).

L'inclinaison de 7° et la différence du niveau d'immersion pourraient expliquer cette inégalité de résultat.

Threlkeld a étudié la marche sur tapis roulant lors de la suspension du poids du corps à l'aide de sangle (microgravité) et l'a comparé avec la marche normale ⁽¹²⁾. La suspension variait entre 10 et 70 %. Les résultats de la marche avec suspension de 70 % du poids corporel correspondait à la marche dans l'eau avec une immersion jusqu'au processus xiphoïde (à 1 % près) ⁽⁶⁾.

En comparant les résultats de *Threlkeld* avec ceux de notre étude, nous avons pu constater une totale discordance. Ceci pourrait s'expliquer par les différentes propriétés de l'eau ^(1, 6). La diminution de la charge corporelle due à la flottabilité dans l'eau n'est pas l'unique raison des variations d'amplitude entre les deux milieux (milieu sec et eau). La résistance, la force de traînée, et l'inertie pourraient influencer ces changements d'amplitudes ⁽¹⁾.

De plus, la viscosité de l'eau (au moins 800 fois plus grande que celle de l'air) exige du marcheur un effort de propulsion supérieure dans l'eau ^(11,13).

La différence d'amplitude articulaire du genou entre les deux milieux a été hautement significative ($p \leq 0.01$) pour les phases de 12, 70 (milieu de l'oscillation du membre inférieur gauche) et 100 %, et significative ($p \leq 0.05$) à 0 %. Une augmentation de la flexion du genou a été constatée lors de la marche dans l'eau.

Dans plusieurs études similaires, une diminution de la flexion du genou lors de la mise en charge du membre inférieur avait été trouvée ⁽⁹⁻¹²⁾. La force d'impact du membre inférieur lors du contact initial avec le sol était diminuée dans l'eau grâce à la flottabilité, d'où un besoin de moins grande flexion ⁽¹¹⁾. La différence de résultat pourrait s'expliquer par le fait d'avoir eu un tapis motorisé en milieu sec et non motorisé dans l'eau.

Cependant, en accord avec d'autres études, les variations d'amplitudes articulaires du membre inférieur étaient plus grandes lors de la marche dans l'eau, par rapport à la marche en milieu sec (plus grande flexion du genou dans l'eau). Plusieurs raisons pourraient expliquer ceci: une augmentation de la force nécessaire pour déplacer le corps en avant (due à la flottabilité et à la résistance) ⁽¹¹⁾, une diminution de la sollicitation des muscles lors de la marche dans l'eau ⁽⁷⁾ et une compensation du centre de gravité vers l'avant due au 7° de la pente du tapis. Toutes ces raisons amènent à une plus grande amplitude articulaire dans l'eau et à de plus grands mouvements.

La différence d'amplitude articulaire de la cheville entre les deux milieux a été hautement significative ($p \leq 0.01$) à 12 % du cycle de la marche. Une plus grande flexion plantaire (à 12 %) a été trouvée lors de la marche en milieu sec. *Miyoshi, Shiota et al.* avaient également trouvé les mêmes résultats. C'est l'articulation qui est la moins touchée par la différence de milieu ⁽¹⁰⁾.

La facilitation des mouvements, l'augmentation de l'amplitude articulaire et la récupération articulaire en hydrothérapie avaient été énoncées par plusieurs études chez différents patients (problèmes rhumatologiques, orthopédiques, traumatologiques et personnes âgées) ^(1,7,14). Les membres inférieurs dans l'eau peuvent être facilement contrôlés selon le niveau d'immersion et la vitesse de marche ⁽¹³⁾.

La marche dans l'eau est un moyen de rééducation qui vise à diminuer les charges sur chaque articulation immergée. La force de compression sur les articulations dans l'eau est diminuée, d'où une plus grande «souplesse» articulaire trouvée dans les différentes phases analysées lors de cette étude ⁽⁷⁾.

Selon *Kirtley, Whittle et al.*, plus la vitesse de marche (en milieu sec) augmente, plus la flexion de genou lors de la phase d'appui augmente, et inversement ⁽¹⁵⁾. L'analyse de la marche dans l'eau à plusieurs vitesses pourrait ainsi faire l'objet d'une prochaine étude dont le but serait d'obtenir des amplitudes

articulaires supérieures lors d'une vitesse de marche plus rapide, permettant ainsi une meilleure rééducation.

Conclusion

Il ressort de cette étude que les amplitudes articulaires de la hanche, du genou et de la cheville sont différentes lors de la marche spontanée sur tapis roulant dans l'eau et la marche spontanée en milieu sec.

La hanche nécessite plus de flexion au début d'un cycle de marche dans l'eau, le genou augmente ses amplitudes articulaires (en flexion) durant presque tout le cycle de marche (dans l'eau) et la cheville n'a que peu de différence entre les deux milieux : moins de flexion plantaire a été observée au début de la phase de simple appui gauche, durant la marche dans l'eau.

La vitesse a également été diminuée lors de la marche dans l'eau (0.40 m/s) par rapport à celle en milieu sec (1,00 m/s).

Implications pour la pratique

Il peut être utile d'intégrer des exercices spécifiques de marche en milieu aquatique lors des traitements des différentes pathologies. Cela permettrait d'optimiser au maximum la récupération des amplitudes articulaires et de la force musculaire tout en limitant la douleur. En effet, grâce à la flottabilité du corps, celui-ci ne subit pas son propre poids et les contraintes mécaniques sont par conséquent diminuées.

Contact

Claire JACQUEMIN, MSc, DO
7 av. de la République
33138 Lanton - France

E-mail : jacquemin.claire.mk@gmail.com

Références

- Chevutschi, A., Dengremont B., Linsel G, Thevenon A. (2007). La balnéothérapie au sein de la littérature: propriétés de l'eau. Kinésithérapie, la Revue 70: 14-20.
- Chevutschi, A., Alberty M., Linsel G, Pardessus V, Thevenon A. (2009). Comparison of maximal and spontaneous speeds during walking on dry land and water. Gait & Posture 29(3): 403-407.
- Andriacchi, T. P., Ogle J. A., Galante JO. (1977). Walking speed as a basis for normal and abnormal gait measurements. J Biomech. 10: 261-268.
- Diop, M., Rahmani A., Calmels P., Gautheron V., Belli A., Geysant A., (2004). Influence de la vitesse et de l'âge sur la variabilité intrasujet des forces de réaction et des paramètres spatiotemporels de la marche de l'enfant sain. Ann Readapt Med Phys 47(2): 72-80.
- Leborgne, P. and Gossard C. (2006). Fondements mécaniques d'un modèle articulaire : biomécanique, mécanobiologie et mécanotransduction. ITBM-RBM 27(3): 107-116.
- Masumoto, K., Takasugi S.-i., Hotta N., Fujishima K., Iwamoto Y. (2004). Electromyographic Analysis of Walking in Water in Healthy Humans. J Physiol Anthropol. Appl Human Sci 23: 119-127.
- Berger, L., Martinie P., et al. (2006). Effets immédiats de séances de rééducation des membres inférieurs par balnéothérapie sur le contrôle de l'équilibre. Ann Readapt Med Phys. 49(1): 37-43.
- Akiyama, K. and Nakashima M. (2010). Development of widely useable simulator for optimization of walking form in water. j.proeng. 2(2): 3293-3298.
- Barela, A., Stolf S., Duarte M. (2006). Biomechanical characteristics of adults walking in shallow water and on land. J Electromyogr Kinesiol. 16(3): 250-256.
- Miyoshi, T., Shirota T., Disabil Rehabil (2003). Lower limb joint moment during walking in water. Disabil Rehabil. 25(21): 1219-1223.
- Miyoshi, T., Shirota T., Yamamoto S, Nakazawa K, Akai M. (2004). Effect of the walking speed to the lower limb joint angular displacements, joint moments and ground reaction forces during walking in water. Disabil Rehabil. 26(12): 724-732.
- Threlkeld, A. (2002). Temporospacial and kinematic gait alterations during treadmill walking with body weight suspension. Gait & Posture.
- Miyoshi, T., Shirota T., Yamamoto S, Nakazawa K, Akai M. (2005). Functional roles of lower-limb joint moments while walking in water. Clin Biomech. 20(2): 194-201.
- Chevutschi, A., Dengremont B., Yamamoto S, Nakazawa K, Akai M. (2007). La balnéothérapie au sein de la littérature, applications thérapeutiques. Kinésithérapie, la revue 71 : 14-23.
- Kirtley, C., Whittle M. W., Jefferson RJ. (1985). Influence of walking speed on gait parameters. J Biomech.