

Chapitre 6

Le modèle amortisseur type « masse-ressort »

Le concept de « raideur » ou « stiffness » en anglo-saxon a été décrit pour une meilleure compréhension des systèmes d'amortissement musculaires des membres inférieurs mis en jeu lors de la locomotion. Cette raideur représente la capacité d'un ressort (Fig. 1) à résister à sa déformation lorsqu'il est soumis à une force de compression. Plus le ressort est raide, plus il est nécessaire d'appliquer une force importante pour le déformer. Dans ce modèle, la raideur des membres inférieurs correspond donc à la capacité neuromusculaire des membres inférieurs à lutter contre les contraintes verticales de la réception. La notion de raideur du membre inférieur est à

distinguer de la raideur articulaire qui altère la fonction en réduisant la mobilité alors que la raideur du modèle masse-ressort est bénéfique et souhaitable.

Un modèle de masse surplombant un ressort a été décrit correspondant au poids du corps surplombant le membre inférieur complet pour apprécier ses capacités de raccourcissement lors de la réception de sauts verticaux (Fig. 2a et 2b) en effectuant une triple flexion simultanée de la cheville, du genou et de la hanche (Blickhan 1989 ; Farley et Morgenroth 1999 ; Zhang *et al.* 2000).



Figure 1 : Comparaison de l'amortissement du membre inférieur à un ressort qui se comprime plus ou moins en fonction de l'importance de sa raideur.

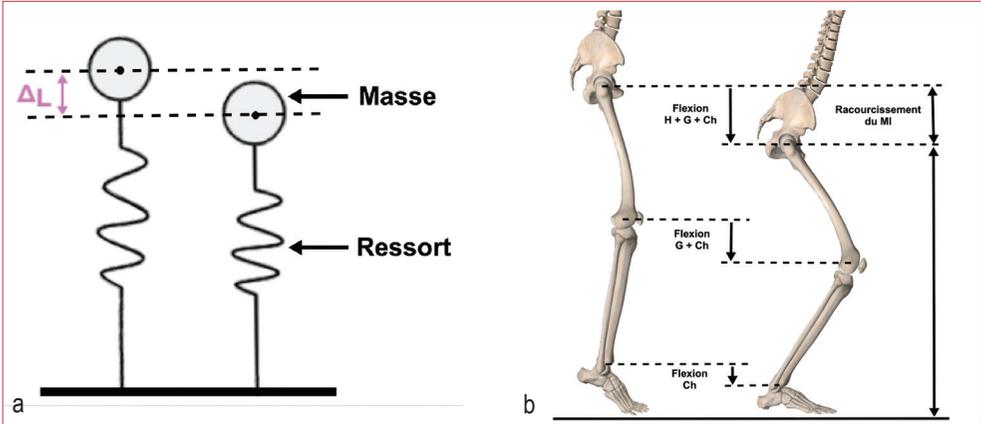


Figure 2 : Raccourcissement du membre inférieur (ΔL) (a), permis par la triple flexion simultanée (b) de la cheville (Ch), du genou (G) et de la hanche (H) lors de la réception d'un saut vertical, comparable à la compression d'un ressort, adapté de Farley et Morgenroth 1999.

Lors de la réception de la course, l'orientation vers l'avant du corps a été modélisée par le même système masse-ressort (Fig. 3) réalisant un balancement autour d'un point fixe correspondant à l'appui du pied au sol (Blikhan 1989 ; Bullimore et Burn 2007). Le membre inférieur a été décrit comme un

ressort linéaire chargé par le poids du corps qui se comprime en fonction de sa raideur et qui balance au-dessus du membre inférieur en appui (Blickhan 1989 ; McMahon et Cheng 1990 ; Bullimore et Burn 2007 ; Andrada *et al.* 2013).

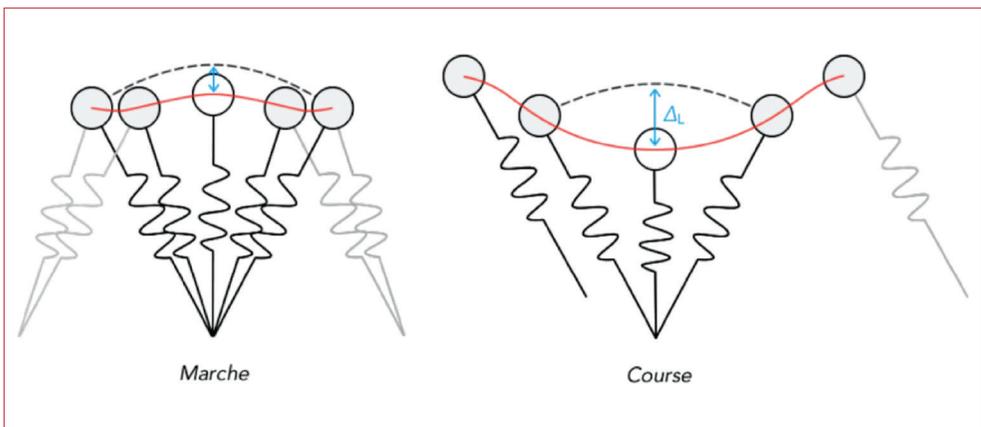


Figure 3 : Modélisation adaptée du modèle masse-ressort du membre inférieur (l'un en noir, l'autre en gris) lors de la marche et de la course adapté de Andrada *et al.* 2013.

Les postulats de base stipulent que le système d'amortissement du membre inférieur agit comme un poids rebondissant de manière symétrique sur un ressort. Le modèle impose également que le point de contact entre la masse et le ressort reste fixe, que la force verticale maximale F_{max} de compression est atteinte au milieu de l'appui, moment où l'abaissement du centre de gravité est maximal ΔL . Sur ce modèle de masse-ressort décrit par Blickhan en 1989, la courbe rouge (Fig. 3) représente la trajectoire du centre de gravité lors de l'appui. La courbe noire en pointillés représente la trajectoire virtuelle dans le cas où le membre inférieur conserverait sa longueur initiale. La différence entre ces 2 courbes correspond au raccourcissement en longueur du membre inférieur ΔL . Sa valeur correspond à la compression maximale du ressort qui représente la frontière entre la phase excentrique de la réception et la phase concentrique de la propulsion.

LA RAIDEUR DES MEMBRES INFÉRIEURS

L'assimilation du membre inférieur à un système masse-ressort (McMahon et Cheng 1990 ; Divert *et al.* 2005) implique la prise en compte de sa capacité de déformation. En réponse à une contrainte de réaction du sol, un membre inférieur possédant une raideur importante réalisera un faible raccourcissement (Lussiana 2016 ; Morin *et al.* 2005 ; Dixon *et al.* 2000 ; Bishop *et al.* 2006) et pourra mieux tolérer des contraintes importantes de réaction du sol. La raideur du membre inférieur peut être modulée par la boucle courte myotatique assurée par le motoneurone γ , qui reçoit des afférences directement

des muscles impliqués dans l'amortissement qu'il innerve. Il a été suggéré qu'un renforcement musculaire favorisant l'augmentation de la raideur des membres inférieurs optimisait le processus de stockage-restitution d'énergie favorisant une course plus efficace, plus économique et moins pathogène (Lussiana *et al.* 2017). Cette raideur est sous une dépendance sensori-motrice musculo-tendineuse (Blickhan 1989) et peut se modifier en fonction de la technique (Morin *et al.* 2007) et de la vitesse de course (Morin *et al.* 2005). Elle peut être augmentée par un entraînement spécifique afin d'optimiser l'efficacité musculaire du membre inférieur lors de la réception.

CALCUL DE LA RAIDEUR DES MEMBRES INFÉRIEURS

Il existe deux principales équations permettant d'évaluer la raideur des membres inférieurs utilisées par les biomécaniciens. Elle peut être évaluée à partir du calcul de la raideur verticale (K_{Vert} en KN/m) et de la raideur du membre inférieur (K_{leg} en KN/m). K_{Vert} correspond à la capacité des membres inférieurs à lutter contre l'abaissement du centre de masse à chaque appui au sol de la course et K_{leg} représente la capacité du membre inférieur à se raccourcir en réalisant une triple flexion pour réaliser l'amortissement.

Calcul de K_{leg}

La raideur du membre inférieur K_{leg} exprimée en kN/m (Fig. 4 et 5) est calculée à partir du rapport entre la force maximale de compression F_{max} (en kN) et le raccourcissement maximal du membre inférieur ΔL (en m), (McMahon et Cheng 1990 ; He *et al.* 1991).

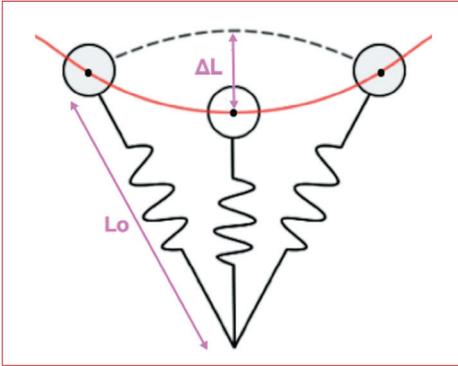


Figure 4 : Modélisation du modèle masse-resort permettant le calcul de la raideur verticale K_{leg} à partir du raccourcissement vertical maximal du membre inférieur ΔL .

Calcul de K_{Vert}

La raideur verticale K_{Vert} du membre inférieur exprimée en kN/m (Fig. 6 et 7) est calculée à partir du rapport entre la force maximale de réaction du sol F_{max} (en kN) et le déplacement vertical maximal du centre de masse Δy en m (Cavagna *et al.* 1988 ; McMahon et Cheng 1990).

Cette méthode suppose que la position verticale du centre de masse au contact du pied

$$K_{leg} = \frac{F_{max}}{\Delta L}$$

Figure 5 : Équation permettant le calcul de la raideur du membre inférieur K_{leg} (en kN/m) d'après McMahon et Cheng 1990.

au sol est similaire à celle lors du décollage. L'abaissement Δy maximal du centre de masse (Fig. 8) est déterminé à partir de la différence entre les valeurs maximales et minimales de hauteur du centre de masse Δy (Perry 1992). Il est généralement évalué à l'aide d'une plateforme de force mais pourrait également être déterminé à partir d'une évaluation cinématique effectuée par un système d'analyse de mouvement.

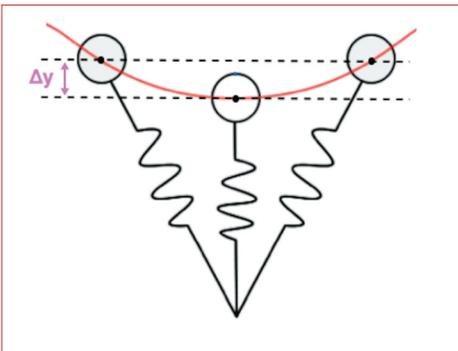


Figure 6 : Modélisation du modèle masse-resort permettant le calcul de la raideur verticale K_{Vert} à partir de l'abaissement vertical maximal du centre de masse Δy .

$$K_{Vert} = \frac{F_{max}}{\Delta y}$$

Figure 7 : Équation permettant le calcul de la raideur verticale du membre inférieur K_{Vert} (en kN/m) d'après McMahon et Cheng 1990.

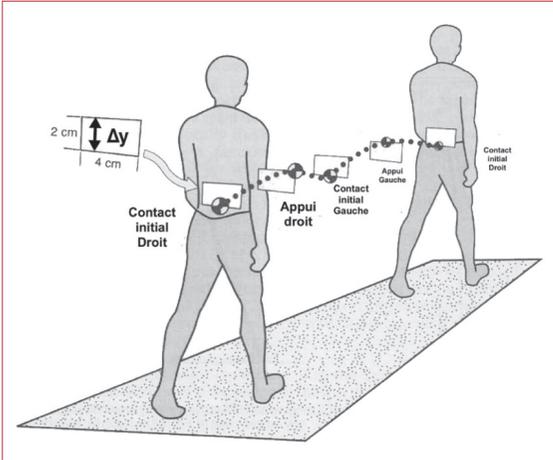


Figure 8 : Représentation de la trajectoire normale du centre de masse montrant son oscillation verticale Δy pendant la marche entre le point le plus bas (double appui) et le point le plus haut (appui monopodal), adapté de Perry 1992.

Calcul de F_{max}

La force maximale de compression F_{max} du système masse-ressort correspond à la force de réaction du sol à l'attaque du pied au sol. Elle est dépendante du poids du coureur et de la technique de course (Morin *et al.* 2005 ; Gindre *et al.* 2015). Plus le poids du coureur est important plus la contrainte du sol lors de la réception augmente et plus cette force de compression est élevée. Le calcul de F_{max} peut être effectué à partir de la masse (en kg) et du rapport du temps de vol t_f (en s) sur le temps de contact t_c (en s) grâce à l'équation de la [figure 9](#).

$$F_{max} = mg \times \frac{\pi}{2} \left(\frac{t_f}{t_c} + 1 \right)$$

Figure 9 : Équation permettant le calcul de la force maximale de réaction du sol (en KN) lors de l'attaque du pied au sol d'après Rabita *et al.* 2013.

Calcul du rapport entre temps de contact et temps de vol

Une autre méthode de calcul de la raideur des membres inférieurs ([Fig. 10](#)) (McMahon *et al.* 1987) utilise le temps de contact t_c et le temps de vol t_f entre 2 contacts successifs du pied au sol pour calculer la fréquence naturelle (en pas par minute : p/m). La masse corporelle totale et la fréquence d'oscillation sont ensuite utilisées pour déterminer la raideur. Plus récemment, l'évaluation de K_{leg} a été réalisée lors de la course sur tapis roulant à partir de paramètres biomécaniques spatio-temporels simples : la masse corporelle (m en kg), la vitesse de course (v en m/s), la longueur du membre inférieur (L_0 en m, distance entre le grand trochanter et le sol, sujet debout et pieds nus), le temps de vol (t_f en s), le temps de contact au sol (t_c en s) (Morin *et al.* 2005 ; Lussiana et Mourot 2013) et d représentant la longueur du déplacement du point de force.

$$k_{LEG} = mg \cdot \frac{\pi}{2} \cdot \left(\frac{t_f}{t_c} + 1 \right) \cdot \left(L_0 - \sqrt{L_0^2 - \left(\frac{v \cdot t_c - d}{2} \right)^2 + \Delta z} \right)^{-1}$$

Figure 10 : Équation permettant le calcul de la raideur du membre inférieur (K_{leg} en KN/m) à partir des paramètres spatio-temporels de la course d'après Morin 2018.

Elle est estimée comme étant égale à 18% de L_0 (Lee et Farley 1998). Enfin les paramètres t_c et t_f peuvent être évalués par des systèmes spatio-temporels d'évaluation cinématique de la course.

Ce système de calcul est maintenant intégré à des systèmes d'analyse cinématique tels que l'Optojump à des fréquences d'acquisition de 1000Hz placé de part et d'autre d'un tapis roulant ou à des caméras hautes vitesse permettant la mesure directe de $Kleg$ et de $KVert$. Ce système permet des mesures précises mais nécessite un équipement important et onéreux.

VALEURS MOYENNES DE F_{MAX} , ΔL ET ΔY LORS DE LA COURSE

Des valeurs moyennes de F_{max} , ΔL et Δy ont été proposées dans la littérature (Tableau 1) permettant d'établir des valeurs de référence (Nigg et al. 1987 ; Arampatzis et al. 1999 ; Morin et al. 2005 ; Barnes et al. 2013 ; Gindre et al. 2015) lors de la course en extérieur et sur tapis roulant. L'étude de Morin et al. (2005) révèle que Δy est identique dans les

2 conditions, que ΔL est supérieure sur tapis roulant et que F_{max} est supérieure en course en extérieur suggérant que la course sur tapis roulant occasionnait un impact plus faible et un raccourcissement du membre inférieur plus important que la course sur le sol.

VALEURS MOYENNES DE F_{MAX}

Il a été admis que F_{max} augmentait avec des vitesses de course plus importantes. L'étude de Nigg (1987) (Fig. 11) montre que F_{max} peut varier de 1.33 kN à 11km/h (3m/s) à 2.17 kN à 22km/h (6 m/s), (Nigg et al. 1987).

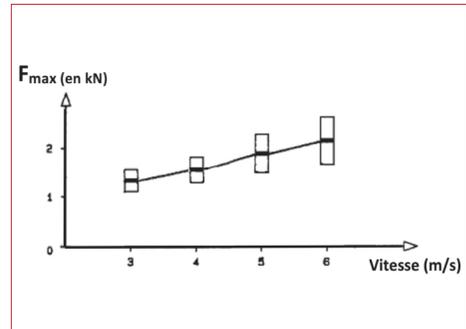


Figure 11 : Courbe montrant l'augmentation de F_{max} avec la vitesse de course, d'après Nigg 1987.

	Course en extérieur	Course sur tapis roulant
Δy	0,05 +/- 0,01	0,05 +/- 0,01
ΔL	0,16 +/- 0,02	0,20 +/- 0,03
F_{max}	2,13 +/- 0,21	2,05 +/- 0,34

Tableau 1 : Valeurs moyennes maximales de référence de la force de compression F_{max} du raccourcissement du membre inférieur ΔL et de l'abaissement du centre de masse Δy pour le calcul de la raideur verticale $KVert$ et de la raideur du membre inférieur $Kleg$, pour la course en extérieur et sur tapis roulant, d'après Morin et al. 2005.

La valeur de F_{max} peut être déterminée grâce à une plateforme de force. La F_{max} moyenne de référence est difficilement définissable de par sa variation en fonction du poids du coureur et de la vitesse de course. Les auteurs ont déterminé des valeurs moyennes oscillant de 1,3 kN (Nigg *et al.* 1987) à 2,3 kN (Morin *et al.* 2005). Elle peut augmenter d'environ 1,5 à 2 fois le poids corporel pour des vitesses entre 10 et 18 km/h. Les travaux de Gindre *et al.* (2015) ont permis d'établir une valeur moyenne de F_{max} (Fig. 12) pour 3 vitesses de course. Elle est de 1,5 kN à 12 km/h (3,33 m/s), de 1,7 kN à 15 km/h (4,2 m/s) et de 1,8 kN à 18 km/h (5 m/s).

	≈ 1,5 kN à 12 km/h
F_{max}	≈ 1,7 kN à 15 km/h
	≈ 1,8 kN à 18 km/h

Figure 12 : Valeurs moyennes normales de la force maximale F_{max} de compression du système masse ressort du membre inférieur lors de la course à 3 vitesses : 12, 15 et 18 km/h, d'après Gindre *et al.* 2015.

VALEURS MOYENNES DE ΔL

La valeur du raccourcissement ΔL moyenne (Fig. 13) du membre inférieur, lors de la course oscille d'après les études de 10 à 15 cm (He *et al.* 1991 ; Farley et Gonzalez 1996 ; Arampatzis *et al.* 1999 ; Morin *et al.* 2005 ; Gindre *et al.* 2015).

$\Delta L \approx 10 \text{ à } 15 \text{ cm}$

Figure 13 : Valeurs moyennes normales (en cm) de raccourcissement maximal ΔL du membre inférieur lors de la course, d'après Gindre *et al.* 2015.

VALEURS MOYENNES DE ΔY

La valeur du déplacement vertical Δy moyenne (Fig. 14) du centre de masse lors de la course varie de 4 à 8 cm (Gindre *et al.* 2015).

$\Delta y \approx 4 \text{ à } 8 \text{ cm}$

Figure 14 : Valeurs moyennes (en cm) normales de déplacement vertical maximal Δy du centre de masse lors de la course, d'après Gindre *et al.* 2015.

VALEURS MOYENNES DE *KLEG* ET DE *KVERT*

Des valeurs moyennes de *Kleg* et de *Kvert* ont été proposées dans la littérature permettant d'établir des valeurs de référence pour l'évaluation de la course à pied (Nigg *et al.* 1987 ; Arampatzis *et al.* 1999 ; Morin *et al.* 2005 ; Barnes *et al.* 2013 ; Gindre *et al.* 2015). Morin *et al.* (2005) a permis d'établir des références pour une évaluation réalisée sur tapis roulant et en course en extérieur (Tableau 2). Cette étude révèle que *Kvert* et *Kleg* sont plus importantes en course en extérieur que sur tapis roulant, suggérant que le tapis roulant réduirait l'engagement de l'amortissement naturel des membres inférieurs en lien avec un dispositif amortissant déjà intégré sur les différents modèles de tapis roulant.

	Course en extérieur	Course sur tapis roulant
K_{Vert} (kN/m)	51,39 +/- 21,46	37,70 +/- 8,84
K_{leg} (kN/m)	13,28 +/- 1,85	10,37 +/- 2,34

Tableau 2 : Valeurs moyennes maximales de référence de la raideur verticale K_{vert} et de la raideur du membre inférieur K_{leg} pour la course en extérieur et sur tapis roulant, d'après Morin *et al.* 2005.

VALEURS MOYENNES DE RAIDEUR DES MEMBRES INFÉRIEURS K_{LEG}

À la différence de F_{max} qui augmente avec la vitesse de course, la raideur du membre inférieur K_{leg} n'est que faiblement influencée par une course plus rapide (Arampatzis *et al.* 1999 ; Gindre *et al.* 2015). Comme K_{leg} correspond au rapport de F_{max} sur ΔL , ce constat s'explique par une adaptation du membre inférieur qui augmente son raccourcissement ΔL proportionnellement à l'augmentation de F_{max} pour que K_{leg} reste sensiblement constante. La valeur moyenne de K_{leg} de référence (Fig. 15) est, selon les auteurs, de $11 \pm 2,5$ KN/m d'après Barnes *et al.* (2013) à $13,28 \pm 1,85$ KN/m d'après Morin *et al.* (2005) quel que soit la vitesse de course.

$K_{leg} \approx 11 \text{ à } 13 \text{ kN/m}$

Figure 15 : Valeur moyenne de référence de raideur du membre inférieur K_{leg} lors de la course, d'après Morin *et al.* 2005 ; Barnes *et al.* 2013.

VALEURS MOYENNES DE RAIDEUR VERTICALE K_{VERT}

La valeur de raideur verticale K_{Vert} est étroitement liée à la vitesse de course d'après Arampatzis *et al.* (2015). Elle augmente rapidement avec des vitesses de course plus importantes. Les travaux de Gindre *et al.* (2015) et de Arampatzis *et al.* (1999) ont permis d'établir des valeurs moyennes de référence de K_{Vert} en fonction de la vitesse de course (Fig. 16). Elles sont de l'ordre de 23 ± 5 KN/m à 12 Km/h (3,33 m/s), de 27 ± 4 KN/m à 15 Km/h (4,2 m/s) et de $31,4 \pm 5$ KN/m à 18 km/h (5 m/s) d'après Gindre et ai. (2015) et oscillent de 30 à 60 KN/m pour des vitesses de course de 10 à 18 Km/h d'après Arampatzis *et al.* (1999).

$K_{vert} \approx 20 \text{ à } 60 \text{ kN/m}$

$\approx 23 \pm 5 \text{ kN/m à } 12 \text{ km/h}$
 $\approx 27 \pm 4 \text{ kN/m à } 15 \text{ km/h}$
 $\approx 31,4 \pm 5 \text{ kN/m à } 18 \text{ km/h}$

Figure 16 : Valeurs moyennes normales de raideur verticale du membre inférieur K_{vert} , lors de la course à 3 différentes vitesses : 12, 15 et 18 km/h, d'après Gindre *et al.* 2015 ; Arampatzis *et al.* 2015).

INTERPRÉTATIONS PRATIQUES DE K_{leg} ET DE K_{vert}

D'un point de vue pratique, quelles interprétations peut-on faire des évaluations de la raideur verticale K_{vert} et de la raideur des membres inférieurs K_{leg} ? Il est important de noter que quelque-soit la vitesse de course, la raideur des membres inférieurs K_{leg} reste globalement constante ou augmente faiblement contrairement à la raideur verticale K_{vert} qui augmente fortement avec la vitesse (Gindre *et al.* 2015). La force de réaction du sol F_{max} augmentant avec la vitesse, nous pouvons ainsi mieux interpréter les adaptations naturelles des membres inférieurs à l'augmentation de la vitesse de course. Ainsi, si F_{max} augmente avec la vitesse, K_{leg} ne peut rester constante que seulement si ΔL augmente proportionnellement avec F_{max} (Fig. 17). La

vitesse influe donc de manière importante sur le raccourcissement du membre inférieur ΔL . Ce constat a été confirmé lors des études cinématiques, par l'augmentation de la flexion du genou et de la cheville à des vitesses plus importantes (Bishop *et al.* 2006).

Concernant les oscillations du centre de masse Δy , les études ont observé paradoxalement une diminution de son abaissement, lors de l'augmentation de la vitesse de course (Ferris *et al.* 1998 ; Gindre *et al.* 2015) ce qui ne concorde pas avec un raccourcissement majoré du membre inférieur ΔL . Plus le membre inférieur se raccourcit, plus il devrait à priori augmenter les oscillations verticales du centre de masse. Ce phénomène s'explique par l'augmentation de l'angle de balayage du système masse-ressort (Fig. 18) lorsque la vitesse augmente (Ferris *et al.* 1998) favorisant l'augmentation de ΔL et la diminution de Δy .

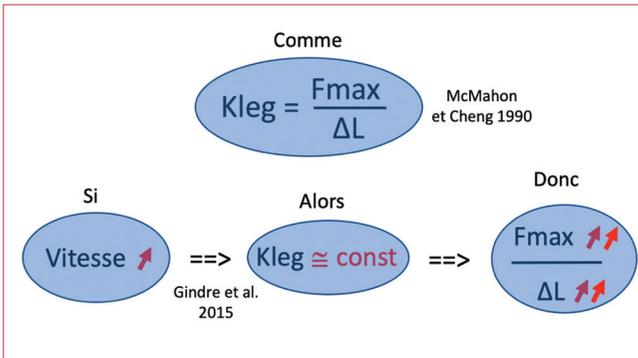


Figure 17 : Interprétation du raccourcissement majoré du membre inférieur ΔL lors de l'augmentation de la vitesse de course à partir du système de calcul de la raideur du membre inférieur K_{leg} .

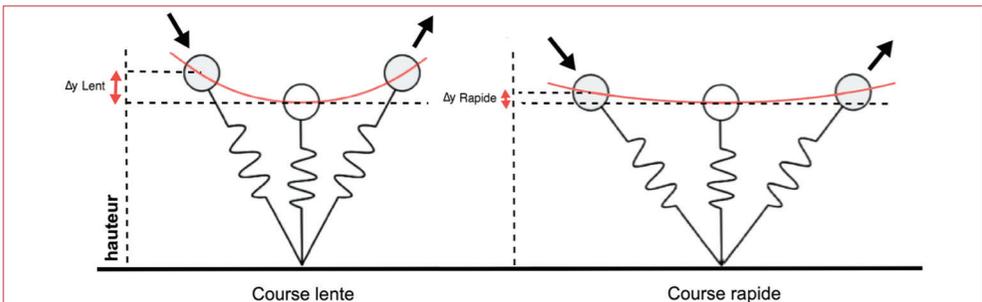


Figure 18 : Représentation de la diminution de l'abaissement du centre de masse Δy lors de l'augmentation de la vitesse de course lié à l'augmentation de l'angle de balayage du système masse-ressort, adapté de Ferris *et al.* 1998.

Ce phénomène témoigne que le membre inférieur peut s'adapter à l'augmentation de la vitesse de course en augmentant son raccourcissement pour réduire les contraintes d'impact au sol F_{max} et qu'il y parvient d'autant plus que l'abaissement du centre de masse Δy s'en retrouve diminué. En résumé lors de la course, le système musculo-squelettique peut générer plus de puissance en adaptant continuellement le raccourcissement du membre inférieur ΔL à la vitesse de course et aux variations des contraintes appliquées au sol. L'étude de Ferris *et al.* (1998) a également confirmé cette capacité d'adaptation des membres inférieurs en observant l'évolution de K_{Vert} et K_{Leg} en fonction de la dureté de la surface de course, chez des coureurs qui ajustaient spontanément la raideur K_{Leg} pour s'adapter aux différentes surfaces. Cette adaptation automatique permettrait de maintenir des contraintes du sol similaires quelque soit la surface. Ces résultats suggéraient également d'incorporer un programme d'exercices pliométriques permettant d'optimiser la raideur du membre inférieur K_{Leg} chez les coureurs pour réduire les risques de blessures microtraumatiques de la course à pied (Ferris *et al.* 1998). Enfin, il a été prouvé que lors d'une course menée jusqu'à épuisement, que la diminution des raideurs K_{Leg} et K_{Vert} pouvaient être des critères fiables pour identifier l'apparition d'une fatigue neuromusculaire bien avant les modifications des paramètres spatio-temporels de la course (Dutto *et al.* 2002). Cette étude encourageait à utiliser la raideur K_{Leg} pour identifier le seuil d'apparition de la fatigue pour des coureurs de fond afin d'adapter les programmes d'entraînement et prévenir les pathologies de la course à pied.

INTÉRÊT PRATIQUE DE LA MESURE DE K_{LEG}

La raideur des membres inférieurs K_{Leg} permet l'évaluation des capacités neuromusculaires d'amortissement intrinsèques d'un coureur. Certains auteurs la nomment même la véritable « identité du coureur ». La mesure de K_{Leg} est donc particulièrement intéressante pour l'évaluation de la qualité naturelle d'un coureur à pied.

INTÉRÊT PRATIQUE DE LA MESURE DE K_{VERT}

La raideur verticale K_{Vert} permet l'appréciation de la qualité de l'amortissement d'un coureur en fonction des conditions extérieures (vitesse, chaussage, surface). La mesure de K_{Vert} est donc recommandée pour évaluer la capacité d'adaptation des membres inférieurs d'un coureur aux changements de conditions.

LES OUTILS DE MESURE DE K_{LEG} ET DE K_{VERT}

Il existe plusieurs moyens techniques à disposition des praticiens permettant l'appréciation directe de la raideur verticale K_{Vert} et de la raideur des membres inférieurs K_{Leg} présentant des précisions et des coûts variables. Un outil de mesure directe de la raideur verticale K_{Vert} précis et reproductible constituant un moyen de référence consiste à utiliser une plateforme de force (Fig. 19) à partir de sauts verticaux (Dalleau *et al.* 2004). Bien que ce matériel soit précis et très sensible, il est cher et se limite généralement à une mesure en laboratoire ou aux évaluations des athlètes de haut niveau. D'autres systèmes de mesure précis et validés utilisant des caméras

haute vitesse ont ensuite été développés (Pappas *et al.* 2014) et de nouveaux équipements pouvant être positionnés sur un tapis roulant ou sur le sol ont été développés tels que le système Optojump Next® (Ruggiero *et al.* 2016) (Fig. 20). C'est un système de détection optique couplé à des caméras haute vitesse, composé d'une barre émettrice et d'une autre réceptrice. Chacune de ces barres contient des leds qui communiquent

entre eux pour calculer les paramètres spatio-temporels de la marche ou de la course avec une précision au $1/1000^{\text{e}}$ de seconde. Ces systèmes peuvent délivrer les mesures de l'oscillation verticale Δy , la cadence, le temps de contact au sol t_c , la longueur de foulée, le temps de vol t_p , la raideur verticale K_{Vert} et la raideur des membres inférieurs K_{leg} . Ils sont très précis mais restent cependant onéreux et le dispositif à mettre en place est lourd et difficile à manipuler dans le cadre d'évaluations fréquentes.

Il existe également des outils miniaturisés et pratiques pour un usage de terrain permettant la mesure directe de K_{Vert} et K_{leg} (Voir chapitre 18 ; « Mesure des paramètres spatio-temporels »).

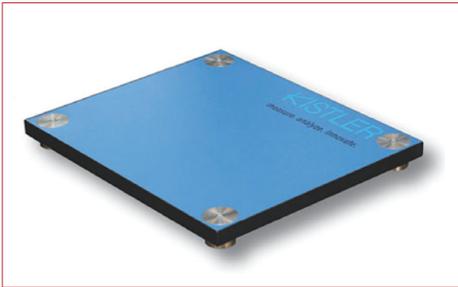


Figure 19 : Plateforme de force permettant la mesure de la raideur verticale K_{Vert} lors de sauts verticaux Type Kistler®.

L'INTÉRÊT D'AUGMENTER LA RAIDEUR DES MEMBRES INFÉRIEURS

La raideur des membres inférieurs K_{leg} reste assez stable en fonction des conditions



Figure 20 : Système de détection optique placé sur un tapis roulant. (a) ou en série sur le sol (b) permettant l'analyse spatio-temporelle de la marche et de la course Type Optojump Next®, d'après optojump.com.

extérieures du terrain et de la vitesse en rapport avec l'adaptation spontanée de la technique de course (Arampatzis *et al.* 1999). Il est cependant possible de modifier la valeur de K_{leg} par une modification volontaire. Il a été démontré que K_{leg} augmentait lorsque le temps de contact au sol t_c de l'appui diminuait. Ce constat a encouragé les entraîneurs à modifier les paramètres spatio-temporels des coureurs en augmentant la fréquence de foulées pour réduire le temps de contact t_c et augmenter secondairement K_{leg} (Barton *et al.* 2016 ; Esculier *et al.* 2019). Une diminution de 10 % du t_c correspondrait à une augmentation d'environ 20 % de K_{leg} . Lussiana (2017) a étudié les différentes stratégies d'entraînement pouvant être utilisées pour réduire le coût énergétique de la course à pied par une augmentation de K_{leg} . Il a proposé un entraînement musculaire utilisé en parallèle d'un entraînement en endurance dans le but d'augmenter les performances de la course à pied. Cet entraînement musculaire avait pour ambition l'augmentation de K_{leg} à partir d'exercices pliométriques insistant sur la réduction du t_c au sol, en améliorant la réactivité et la qualité du rebond des foulées. Cette méthode permettrait une réduction du coût énergétique allant jusqu'à 8 % après 8 à 9 semaines d'entraînement (Paavolainen *et al.* 1999 ; Mikkola *et al.* 2007 ; Taipale

2010). Cependant, le caractère individuel des réponses à cette stratégie restait assez marqué (Barnes *et al.* 2007). D'autres méthodes d'optimisation de la raideur K_{leg} , comme le cumul de kilomètres (Midgley *et al.* 2007), ou l'entraînement des courses courtes à hautes intensités (Slawinski *et al.* 2008), des courses en montée (Barnes *et al.* 2013) ou des modifications volontaires de la technique de course (Barton *et al.* 2016) ont également montré leur efficacité dans cet objectif. Enfin, d'après l'étude de Lussiana et Mourot (2013), le choix du type de chaussures lors de cette démarche d'optimisation de la raideur des membres inférieurs K_{leg} aurait son importance puisque le port de chaussures présentant un moindre amorti de type « minimaliste » favoriserait naturellement une augmentation significative de K_{leg} (+14,8%) par rapport à des chaussures traditionnelles (Fig. 21). Cette augmentation de K_{leg} serait liée à une augmentation de la force d'impact F_{max} et une diminution du raccourcissement des membres inférieurs ΔL . D'après Lussiana et Mourot (2013), 90% de l'augmentation de K_{leg} pourrait être expliquée par une diminution du temps de contact t_c avec chaussures de type minimaliste par rapport aux chaussures traditionnelles (voir chapitre 10 : « L'évolution du pied et de la chaussure du coureur »).

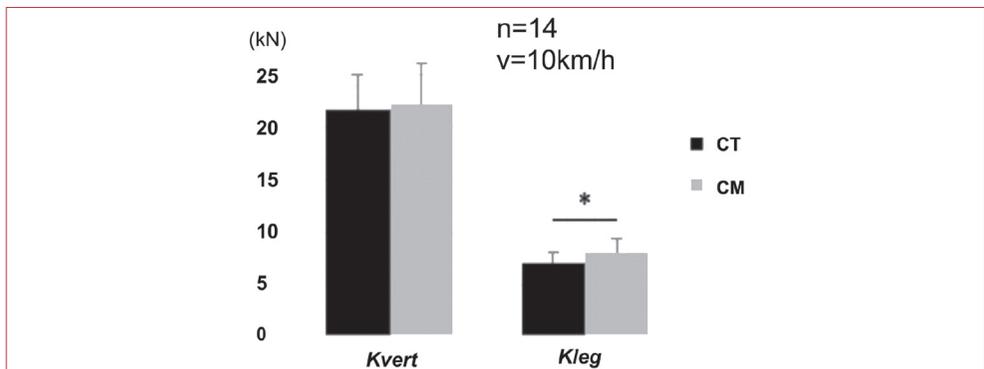


Figure 21 : Raideurs verticale (K_{vert}) et du membre inférieur (K_{leg}) lors de la course en chaussures traditionnelles (CT) et chaussures minimalistes (CM), d'après Lussiana et Mourot 2013.

RÉFÉRENCES

- ANDRADA E, NYAKATURA JA, BERGMANN F, BLICKHAN R. Adjustments of Global and Local Hindlimb Properties during Terrestrial Locomotion of the Common Quail (Coturnix Coturnix). *Journal of Experimental Biology* 216, n°20 (15 octobre 2013): 3906-16.
- ARAMPATZIS A, BRÜGGEMANN GP, METZLER V. The Effect of Speed on Leg Stiffness and Joint Kinetics in Human Running. *Journal of Biomechanics* 32, n° 12 (décembre 1999): 1349-53.
- BARNES A, WHEAT J, MILNER C. Association between Foot Type and Tibial Stress Injuries: A Systematic Review. *British Journal of Sports Medicine* 42, n° 2 (4 juin 2007): 93-98.
- BARNES KR, HOPKINS WG, MCGUIGAN MR, KILDING AE. Effects of Different Uphill Interval- Training Programs on Running Economy and Performance. *International Journal of Sports Physiology and Performance* 8, n° 6 (novembre 2013): 639-47.
- BARTON CJ, BONANNO DR, CARR J, NEAL BS, MALLIARAS P, FRANKLYN-MILLER A, MENZ HB. Running Retraining to Treat Lower Limb Injuries: A Mixed-Methods Study of Current Evidence Synthesised with Expert Opinion. *British Journal of Sports Medicine* 50, n° 9 (mai 2016): 513-26.
- BISHOP M, FIOBKOWSKI P, CONRAD B, BRUNT D, HORODYSKI M. Athletic Footwear, Leg Stiffness, and Running Kinematics. *Journal of Athletic Training* 41, n° 4 (décembre 2006): 387-92.
- BLICKHAN R. The Spring-Mass Model for Running and Hopping. *Journal of Biomechanics* 22, n° 11-12 (1989): 1217-27.
- BULLIMORE SR, BURN JF. Ability of the Planar Spring-Mass Model to Predict Mechanical Parameters in Running Humans. *Journal of Theoretical Biology* 248, n° 4 (octobre 2007): 686-95.
- CAVAGNA GA, FRANZETTI P, HEGLUND NC, WILLEMS P. The Determinants of the Step Frequency in Running, Trotting and Hopping in Man and Other Vertebrates. *The Journal of Physiology* 399, n° 1 (1 mai 1988): 81-92.
- DALLEAU G, BELLI A, LACOUR JR. A Simple Method for Field Measurements of Leg Stiffness in Hopping. *International Journal of Sports Medicine* 25, n° 3 (avril 2004): 170-76.
- DIVERT C, BAUR H, MORNIEUX G, MAYER F, BELLI A. Stiffness Adaptations in Shod Running. *Journal of Applied Biomechanics* 21, n° 4 (novembre 2005): 311-21.
- DIXON SJ, COLLOP AC, BATT ME. Surface Effects on Ground Reaction Forces and Lower Extremity Kinematics in Running. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 32, n° 11 (novembre 2000): 1919-26.
- DUTTO DJ, SMITH GA. Changes in Spring-Mass Characteristics during Treadmill Running to Exhaustion: *Medicine & Science in Sports & Exercise* 34, n° 8 (août 2002): 1324-31.
- FARLEY CT, MORGENROTH DC. Leg Stiffness Primarily Depends on Ankle Stiffness during Human Hopping. *Journal of Biomechanics* 32, no 3 (mars 1999): 267-73.
- FERRIS DP, LOUIE M, FARLEY CT. Running in the Real World: Adjusting Leg Stiffness for Different Surfaces ». Proceedings of the Royal Society of London. Series B: *Biological Sciences* 265, no 1400 (7 juin 1998): 989-94.
- GINDRE CT, HEBERT-LOSIER LK, MOUROT L. Aerial and Terrestrial Patterns: A Novel Approach to Analyzing Human Running. *International Journal of Sports Medicine* 37, n° 01 (28 octobre 2015): 25-26.
- HE JP, KRAM R, MCMAHON TH. Mechanics of Running under Simulated Low Gravity. *Journal of Applied Physiology* 71, n° 3 (septembre 1991): 863-70.
- LEE CR, FARLEY CT. Determinants of the center of mass trajectory in human walking and running. *The Journal of Experimental Biology* 201, 2935-2944 (1998) 2935 Printed in Great Britain © The Company of Biologists Limited 1998 JEB1517.
- LUSSIANA T, MOUROT L. Les chaussures minimalistes modifient-elles la raideur musculotendineuse lors de la course à pied ? *Science & Sports* 28, n° 6 (décembre 2013): 335-37.
- LUSSIANA T. Terrien et aérien : concept, validation et implications. *Education. Université de Franche-Comté*, 2016. Français. ffnnt : 2016 ; BESA2087ff. ffilet-01891193f
- LUSSIANA T, GINDRE C, HEBERT-LOSIER K, SAGAWA Y, GIMENEZ P, MOUROT L. Similar Running Economy With Different Running Patterns Along the Aerial-Terrestrial Continuum. *International Journal of Sports Physiology and Performance* 12, no 4 (avril 2017): 481-89.
- MCMAHON TA, VALIANT G, FREDERICK EC. Groucho Running. *Journal of Applied Physiology* 62, n° 6 (1 juin 1987): 2326-37.
- MCMAHON TA, CHENG GC. The Mechanics of Running: How Does Stiffness Couple with Speed? *Journal of Biomechanics* 23 Suppl 1 (1990): 65-78.
- MIDGLEY AW, MCNAUGHTON LR, JONES AM. Training to Enhance the Physiological Determinants of Long-Distance Running Performance: Can Valid Recommendations Be Given to Runners and Coaches Based on Current Scientific Knowledge? *Sports Medicine* 37, n° 10 (2007): 857-80.
- MIKKOLA J, RUSKO H, NUMMELA A, POLLARI T, HÄKKINEN K. Concurrent Endurance and Explosive Type Strength Training Improves Neuromuscular and Anaerobic Characteristics in Young Distance Runners. *International Journal of Sports Medicine* 28, n° 7 (juillet 2007): 602-11.
- MORIN J-B, DALLEAU G, KYRÖLÄINEN H, JEANNIN T, BELLI A. A Simple Method for Measuring Stiffness during Running. *Journal of Applied Biomechanics* 21, n° 2 (mai 2005): 167-80.
- MORIN JB, SAMOZINO P, ZAMEZIATI K, BELLI A. Effects of Altered Stride Frequency and Contact Time on Leg-Spring Behavior in Human Running. *Journal of Biomechanics* 40, no 15 (janvier 2007): 3341-48.
- NIGG BM, BAHLSEN HA, LUETHI SM, STOKES S. The Influence of Running Velocity and Midsole Hardness on External Impact Forces in Heel-Toe Running. *Journal of Biomechanics* 20, no 10 (1987): 951-59.
- PAAVOLAINEN LM, NUMMELA AT, RUSKO HK. Neuromuscular Characteristics and Muscle Power as Determinants of 5-Km Running Performance. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 31, n° 1 (janvier 1999): 124-30.
- PAPPAS P, PARADISIS G, TSOLAKIS C, SMIRNIOTOU A, MORIN J-B. Reliabilities of Leg and Vertical Stiffness during Treadmill Running. *Sports Biomechanics* 13, no 4 (2 octobre 2014): 391-99.