

Article original

Effet de l'instruction sur la régulation de la raideur des membres inférieurs lors de sauts de contre-haut

The effect of instruction on leg stiffness regulation in drop jump

G. Laffaye ^{a,*}, R. Tairar ^c, B.G. Bardy ^{a,b}

^a Centre de recherche en sciences du sport, bâtiment 335, université Paris-XI, 91405 Orsay, France

^b Institut universitaire de France, 103, boulevard Saint-Michel, Paris, France

^c Laboratoire d'analyse des contraintes mécaniques, EA 3304, Moulin-de-la-Housse, bâtiment 5 ter, université de Reims, 51687 Reims, France

Reçu le 10 juin 2004 ; accepté le 20 février 2005

Disponible sur internet le 26 mai 2005

Résumé

Objectif. – L'objectif de notre étude est de tester l'influence de la raideur des membres inférieurs sur la performance lors de sauts de contre-haut à travers des instructions données sur la flexion du genou.

Méthode. – Douze basketteurs doivent sauter selon trois types d'instructions : 1) saute haut avec une flexion de genoux au sol aussi grande que possible ; 2) saute le plus haut possible ; 3) saute haut avec une flexion de genoux au sol aussi petite que possible. La cinématique et la cinétique sont enregistrées.

Résultats. – Les résultats montrent que la courbe de force de réaction dépend plus du type d'instruction que de la hauteur du contre-haut. Le pic concentrique diminue de 6 à 2,9 fois le poids du corps avec la flexion de genou. Sauter avec les genoux plus tendus représente donc une stratégie efficace pour augmenter la raideur des membres inférieurs [$r = 0,86$; $p < 0,05$].

Conclusion. – Comme cela était attendu, la consigne amplitude importante correspondait à une diminution notable de la raideur. Une même performance peut être réalisée avec différentes valeurs de raideur. La flexion maximale du genou lors de sauts de contre-haut ne modifie pas la performance.

© 2005 Elsevier SAS. Tous droits réservés.

Abstract

Goal. – We tested in this study the possibility of influencing leg stiffness through instructions on the knee flexion in drop jump (30 and 60 cm).

Method. – Twelve basket players were instructed to jump with three different instructions: 1) "jump as high as you can"; 2) jump high with a larger knee flexion at touch-down and 3) jump high with a smaller knee flexion at touch-down. The ground reaction force were measured with an AMTI force plate (500 Hz). The kinematics of the jump was recorded using two digital cameras (50 Hz).

Results. – The results show that the ground reaction force pattern depended more on the instruction than on the height of the box. The active peak decreased from 6 times the body weight (BW) to 2.9 times BW. Bending the knee appears to be an efficient strategy to increase the leg stiffness [$R = 0.86$; $P < 0.05$].

Conclusion. – The instructions high knee flexion decreases the leg stiffness. The same vertical jump performance could be achieved with different values of stiffness. The maximum knee flexion does not modify the vertical performance.

© 2005 Elsevier SAS. Tous droits réservés.

Mots clés : Flexion de genoux ; Extension ; Cinétique ; Patron de force ; Basket-ball

Keywords: Knee flexion; Extension; Kinematics; Force pattern; Basket-ball

* Auteur correspondant.

Adresse e-mail : cglaffaye@aol.com (G. Laffaye).

1. Introduction

Il a été observé depuis de nombreuses années que de nombreuses activités peuvent être analysées à travers un simple modèle masse–ressort qui permet la compréhension de différents modes de locomotion, comme la course de footing [4,26,27], le sprint ou encore le saut [1,10–15]. Le modèle masse–ressort consiste en un ressort linéaire simple, représentant usuellement la jambe, attaché à une masse, qui englobe l'ensemble de la masse corporelle [4,26,27]. L'intérêt mécanique de considérer la jambe du sauteur comme un ressort permet la compréhension des deux phases de l'impulsion : compresser le ressort dans la phase excentrique (flexion) et le libérer dans la phase concentrique (extension). Cela permet en outre de comprendre l'utilisation de l'énergie élastique dans les modes de course en foulées bondissantes [9]. La raideur des membres inférieurs assimilés à un ressort représente la raideur de l'ensemble du système musculosquelettique pendant le contact au sol [13]. Elle peut être définie comme le rapport de la force de réaction verticale au sol sur l'abaissement des membres inférieurs pendant la phase de contact au sol.

Ainsi, pendant les sauts ou les bondissements, comme les sauts sur place, la raideur des membres inférieurs augmente avec la fréquence d'appuis et/ou la hauteur du saut [10,11]. Elle est modulée afin de s'accommoder aux changements de raideur de la surface du support [12,14]. Il est également possible de diminuer la raideur des membres inférieurs à travers des instructions données aux sujets sur la flexion des genoux pendant la course [26].

Une étude récente [1] a montré la possibilité d'influencer la raideur des membres inférieurs à travers des instructions données sur le temps de contact pendant le saut de contre-haut. Nous entendons par saut de contre-haut le fait de sauter verticalement après s'être laissé tomber d'un contre-haut d'une hauteur déterminée. Cette situation permet d'étudier et de développer les qualités pliométriques des sauteurs [20,28,32]. En effet, une phase excentrique trop importante causée par la chute du contre-haut ne permet pas au réflexe d'étirement de se mettre en place [22]. Elle augmente le temps de contact et diminue la raideur des membres inférieurs [19]. En outre, elle réduit considérablement la possibilité d'augmenter le pic de force verticale de réaction du sol [22,23] et diminue donc la possibilité de sauter haut.

Ces études montrent qu'il est très difficile de sauter d'un contre-haut sans augmenter la phase excentrique pendant que le genou se fléchit. Ce comportement réduit la possibilité d'optimiser la performance myodynamique du saut. Pendant le saut de contre-haut, les paramètres qui caractérisent la performance myodynamique du saut sont non seulement la hauteur du saut et la puissance mécanique de sortie pendant la phase de propulsion [18], mais également la raideur mécanique [10,11].

Des études récentes [1,26] décrivent la possibilité de moduler la raideur sur la base d'instructions données aux sujets, que cela soit en course [26] ou en saut de contre-haut [1].

Lors de la course, des instructions données sur la flexion de genou influencent la raideur des membres inférieurs, alors que lors du saut de contre-haut, la raideur peut être modifiée par des consignes sur le temps de contact au sol. Ces résultats majeurs nous encouragent à tester le rôle de l'instruction sur la flexion de genou pendant le saut de contre-haut. Le but de cette étude est donc :

- de déterminer la relation qui existe entre la raideur des membres inférieurs et les paramètres du saut ;
- d'appréhender la relation entre la performance verticale et la raideur des membres inférieurs.

2. Méthode

2.1. Les essais de sauts

Douze joueurs de basket-ball de bon niveau (jouant en moyenne en troisième division nationale du championnat de France), de taille $1,86 \pm 0,05$ m, de masse $80,3 \pm 7,6$ kg et âgés de $22,1 \pm 3,4$ ans, réalisent une série de sauts selon la technique du saut de contre-haut. Tous les sujets ont donné leur consentement pour participer à cette expérience sur une base d'engagement volontaire. Avant le début de la session expérimentale, les sujets ont comme consigne de s'échauffer quelques minutes en courant, s'étirant et en réalisant quelques sauts à des petites hauteurs. Tous les sujets sont en bonne forme physique, sans blessures ou handicaps. Chaque sujet réalise 12 sauts de contre-haut de 30 cm (« drop jump 30 cm » ou DJ30) et 12 sauts de contre-haut de 60 cm (« drop jump 60 cm » ou DJ60). Il est demandé aux sujets de garder les mains sur les hanches. Le niveau du contre-haut est obtenu à l'aide d'une boîte métallique prévue à cet effet de 30 cm de haut, ou d'un empilement de deux boîtes pour atteindre la hauteur de 60 cm. Les essais sont présentés dans un ordre aléatoire (succession DJ30–DJ60 et consignes), avec un contre-balancement entre les participants pour éviter les effets d'ordre (Fig. 1). Chaque session expérimentale dure environ 30 minutes avec une pause d'une minute tous les quatre essais. Les sujets sont en attente sur le contre-haut et se laissent tomber au signal auditif « go » donné par l'expérimentateur. L'expérimentateur donne trois types d'instructions aux sujets :

- « saute haut avec une flexion de genoux au sol aussi grande que possible » ;
- « saute le plus haut possible » ;
- « saute haut avec une flexion de genoux au sol aussi petite que possible ».

On nommera l'instruction 1 la condition « flexion maximale », l'instruction 2 la condition « flexion naturelle » et l'instruction 3 la condition « flexion minimale ». La condition flexion naturelle correspond au saut sans contrainte liée à l'instruction, au cours duquel le sujet saute selon son habitude, de manière naturelle.

2.2. Acquisition des données

L'étude cinématique utilisée nous a permis d'accéder aux coordonnées en 2D des articulations des sauts réalisés par les

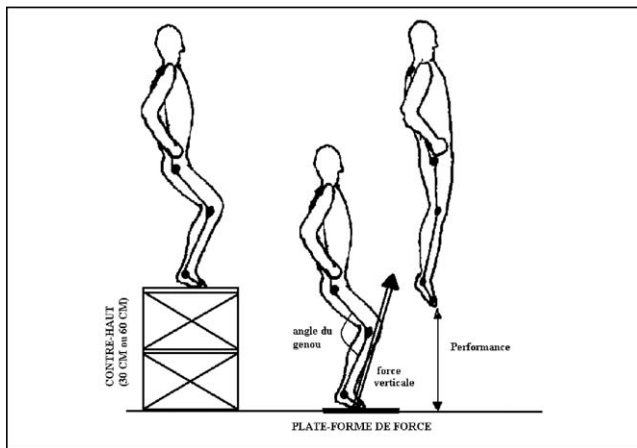


Fig. 1. Tâche expérimentale : le sujet part d'une position debout sur un ou deux contre-haut (30 ou 60 cm), tombe sur la plate-forme de force et saute selon les instructions. L'instruction 1 est « saute haut avec une flexion de genoux au sol aussi grande que possible », l'instruction 2 « saute le plus haut possible » et l'instruction 3 « saute haut avec une flexion de genoux au sol aussi petite que possible ».

athlètes, suffisantes pour cette étude. L'expérimentation a été filmée par deux caméras (JVC DVX-400EG marks) à une fréquence de 25 Hz. L'enregistrement synchrone des deux caméras s'est fait grâce à un contrôle infrarouge. Pour le traitement vidéo, nous avons utilisé un débramage afin de saisir 50 images par seconde, ce qui représente un intervalle temporel de 20 ms entre deux images. La capture vidéo a été numérisée avec une carte *pinnacle* vidéo DV8. Chaque séquence était digitalisée image par image grâce au logiciel cinématique *3D vision*. Des marqueurs sont attachés sur la peau (ou la chaussure) de chaque sujet et sur le côté gauche du corps sur les repères anatomiques suivants : coup du pied, malléole externe (articulation de la cheville), plateau tibial latéral (articulation du genou), grand trochanter (articulation de la hanche) et 7^e vertèbre cervicale. Les trajectoires des marqueurs sont ensuite digitalisées, puis reconstruites dans le plan sagittal où z correspond à l'axe vertical et x l'axe antéro-postérieur. En accord avec de nombreuses autres études biomécaniques [e.g. 31], les trajectoires sont lissées avec une fonction polynomiale de second degré. Cette capture de mouvement est couplée avec une plate-forme de force AMTI OR 6–5, cadencée à 500 Hz, avec une capacité maximale de 9000 N et de dimensions 464 mm × 508 mm.

La vitesse verticale V_v pendant le contact au sol a été calculée en intégrant la composante verticale de la résultante des forces extérieures [3,8,30]. La puissance P est obtenue en multipliant la vitesse verticale V_v par la force verticale au sol F_z . La vitesse V_0 est calculée grâce à la méthode de calcul de l'énergie potentielle [3,20], soit $V_0 = (-2g \times h_{\text{drop}})^{1/2}$ où g est l'accélération gravitationnelle (9,81 m/s² à Paris) et h_{drop} la hauteur initiale du contre-haut (m).

Le sujet étant en chute libre, V_0 n'est pas nulle. La force F_z est obtenue par mesure directe grâce à la plate-forme de force. Il s'agit de la force relative car elle est rapportée au poids du corps du sujet. La hauteur du centre de masse au cours du saut (la performance atteinte) est calculée à partir

du temps d'envol [16], par l'équation $h = (g \times t^2)/2$, où t est équivalent à une demi-période du temps d'envol. L'impulsion est obtenue en intégrant la force verticale dans le temps pendant l'appel. La raideur des membres inférieurs k_{leg} (en N/m) est définie comme le rapport de la force de réaction maximale au sol F_{max} pendant le pic concentrique du saut sur l'abaissement maximal des membres inférieurs Δr (r étant assimilé au grand trochanter) [27] :

$$k_{\text{leg}} = F_{\text{max}} / \Delta r_{\text{max}} \text{ en N/m} \quad (\text{équation 1})$$

où F_{max} (en N) est la valeur maximale de la force de réaction verticale et Δr_{max} (en m) l'abaissement maximum du grand trochanter.

Le temps jusqu'au pic de force, que nous nommerons TTP (*time-to-peak*) a été calculé à partir de l'impact du sauteur au sol sur la plate-forme (temps zéro) jusqu'au pic concentrique de la force.

Tous les sauts analysés sont divisés en trois groupes, correspondant aux trois modes d'instructions donnés. Une analyse de variance à deux dimensions (hauteur du contre-haut × instructions) et à mesures répétées est utilisée sur l'ensemble des paramètres du saut. Le niveau de significativité est fixé à $p < 0,05$. À cette étude est ajouté un calcul des coefficients de corrélation de Bravais Pearson permettant d'examiner la relation entre l'angle du genou et les différents paramètres du saut ($p < 0,05$).

3. Résultats

3.1. La performance

La performance est définie comme l'élévation verticale du centre de masse pendant l'envol. La valeur moyenne de la performance est de $39,2 \pm 4,3$ cm. L'instruction n'influence pas la performance verticale en saut [$F(2,44) = 1,8$; ns], ce qui tend à démontrer que l'angle maximum du genou ne contribue pas de manière cruciale à la performance en saut de contre-haut (Fig. 2). En outre, la hauteur du contre-haut n'influence pas non plus la performance en saut [$F(1,22) < 1$].

La Fig. 3 nous donne un premier aperçu des modifications de la courbe de force observées avec le changement d'instruction et la hauteur de contre-haut. La hauteur du contre-saut ne semble pas modifier la forme de la courbe de force enregistrée par la plate-forme. En effet, la forme générale de la courbe de force ne change pas fondamentalement avec la hauteur du contre-haut. Deux pics caractérisent toutes les courbes de force. Le premier pic de force est bref dans le temps et de valeur élevée, il correspond au choc de l'impact au sol. Nous nommerons ce pic de force pic excentrique de la force, car il intervient dans la phase excentrique du mouvement. Le deuxième pic est appelé pic concentrique car il correspond à la valeur maximale de la force imprimée au sol par le sujet pendant la phase concentrique du mouvement. En

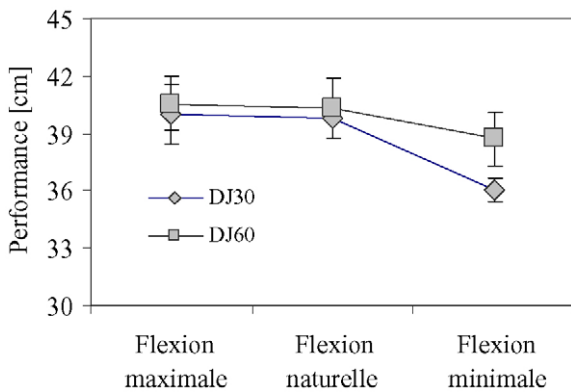


Fig. 2. Performance verticale du saut lors des deux conditions de contre-haut (30 et 60 cm) dans les conditions flexion maximale, naturelle et minimale du genou.

effet, il coïncide avec le moment où l'abaissement du centre de masse est maximal [10–12] donc au début de la phase concentrique. Seul le pic excentrique, qui montre l'intensité de l'impact au sol dans les premières 50 millisecondes du saut, est plus important lors de saut de 60 cm que de sauts de 30 cm. Le temps de contact ne semble pas différer entre les deux conditions de hauteur, ni le temps jusqu'au pic de force.

L'instruction, quant à elle, change la courbe de force de manière beaucoup plus marquée. Trois phénomènes majeurs peuvent ainsi être observés :

- en premier lieu, le temps de contact diminue de manière notable avec la réduction de la flexion de genou. Il diminue de moitié lorsque le genou réduit sa flexion de 28°;
- l'intensité du pic excentrique ne change pas avec l'instruction. L'impact au sol est donc le même quel que soit le mode de flexion du genou ;

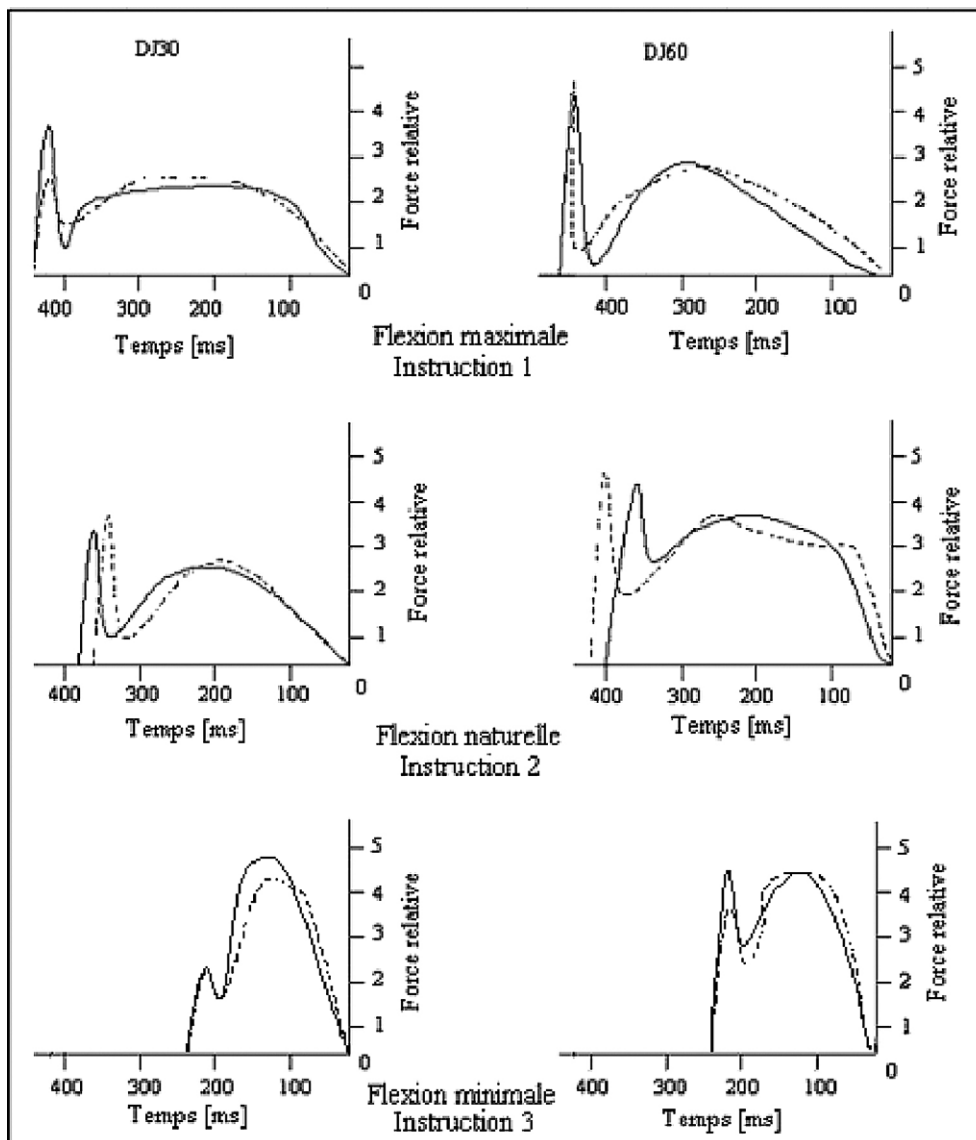


Fig. 3. Courbe historique typique de deux sauteurs (traits pleins et pointillés) du patron de force verticale rapportée au poids de corps dans les six conditions expérimentales. La partie gauche représente les courbes de force lors de sauts de contre-haut de 30 cm, la partie droite lors de sauts de contre-haut de 60 cm.

- la valeur du pic concentrique, quant à elle, augmente de manière importante avec le mode de flexion de genou. D'une part, elle passe du simple au double de la condition flexion maximale à la condition flexion minimale. D'autre part, le temps de flexion maximale diminue avec le type d'instruction. Plus précisément, une flexion de genou importante montre un patron de force étalé dans le temps, alors qu'une flexion minime de l'angle du genou montre une impulsion brève.

3.2. Les paramètres temporels

Dans le **Tableau 1**, nous avons illustré l'évolution des différents paramètres mécaniques lors des sauts de contre-haut (30 et 60 cm) en fonction des trois types d'instruction (maximale, naturelle et réduite). Le temps de contact moyen est de 366 millisecondes. Il augmente de manière significative avec l'augmentation de la flexion de genou [F(2,44) = 117,9 ; $p < 0,0001$]. La hauteur du contre-haut ne fait pas varier significativement le temps de contact [F(1,22) < 1]. L'interaction hauteur du contre-haut × instruction ne montre pas d'effet significatif sur le temps de contact [F(2,44) < 1].

La valeur moyenne du temps jusqu'au pic de force (TTP) est de 172 ms et augmente avec la flexion du genou [F(2,44) = 11,28 ; $p < 0,001$]. La hauteur du contre-haut ne montre aucun effet significatif sur le TTP [F(1,22) < 1], qui reste stable autour de 170 ms. L'interaction hauteur du contre-haut × instruction ne montre pas d'effet significatif sur TTP [F(2,44) < 1]. Le temps de contact augmente lorsque l'angle de flexion du genou augmente (DJ30 : $r^2 = 0,85$, $p < 0,001$; DJ60 : $r^2 = 0,77$, $p < 0,001$).

Enfin, la phase excentrique du saut est la plus courte en mode flexion naturelle, où elle représente 40 % du temps total en DJ30 (49 % en DJ60), alors qu'elle représente 42 % en mode flexion minimale (50 % en DJ60) et 52 % en mode flexion maximale (55 % en DJ60).

3.3. Les paramètres de force

La valeur moyenne du pic concentrique de la force normalisée est de 4,03 fois le poids du corps. La **Fig. 4** montre une augmentation significative de cette valeur qui passe du simple au double avec la diminution de la flexion de genou [F(2,44) = 77,1 ; $p < 0,001$]. La valeur du pic concentrique de la force verticale normalisée ne varie pas avec la hauteur du contre-haut [F(1,22) < 1]. L'interaction hauteur du contre-haut × instruction ne montre pas d'effet significatif sur la valeur du pic concentrique de la force normalisée [F(2,44) < 1].

La valeur moyenne du pic excentrique de la force verticale est de 3,93 fois le poids du corps. La **Fig. 4** montre que cette valeur varie avec la hauteur du contre-haut [F(1,22) = 14,29 ; $p < 0,001$] ; sa valeur est multipliée par 1,6 entre la condition DJ30 et la condition DJ60. En revanche, la valeur du pic excentrique reste relativement insensible aux variations d'instruction, [F(2,44) = 1,56 ; ns], à la fois dans la condition DJ30 (autour de 3 fois le poids du corps) et dans la condition DJ60 (entre 4,5 et 5 fois le poids du corps). L'interaction hauteur du contre-haut × instruction ne montre pas d'effet significatif sur le pic excentrique de la force normalisée [F(2,44) < 1].

La valeur moyenne de la puissance maximale P_{\max} est de 100 W/kg. La valeur de P_{\max} double entre la condition flexion maximale et flexion minimale [F(2,44) = 18,01 ; $p < 0,001$]. La hauteur du contre-haut influence également la puissance mécanique [F(1,22) = 8,81 ; $p < 0,001$], qui montre une valeur plus élevée dans la condition DJ60 (129,7 W/kg) que dans la condition DJ30 (87,7 W/kg). L'interaction hauteur du contre-haut × instruction ne montre pas d'effet significatif sur la valeur moyenne de la puissance maximale P_{\max} [F(2,44) < 1].

L'impulsion, définie comme l'intégrale de la force verticale pendant le temps de l'appel a une valeur moyenne de 691 N s. La **Fig. 4** montre une diminution de cette valeur avec l'instruction [F(2,44) = 44,2 ; $p < 0,0001$].

Tableau 1

Évolution des paramètres mécaniques lors de sauts de contre-haut de 30 cm (DJ30) et de 60 cm (DJ60) en fonction de trois types d'instruction sur la flexion de genou : (1) maximale, (2) naturelle et (3) minimale

Paramètres	Flexion maximale		Flexion naturelle		Flexion minimale	
	DJ30	DJ60	DJ30	DJ60	DJ30	DJ60
T [ms]	490 (106)	509 (149)	368 (92) ^{a,b}	389 (135) ^a	211 (34)	233 (53) ^{a,b,c}
TTP [ms]	210 (71)	206 (99)	193 (127) ^{b,c}	194 (110)	105 (35)	128 (101) ^{b,c}
k_{leg} [kN/m]	7,6 (2,7)	7,09 (2,12)	15,8 (7,6) ^{b,c}	14,5 (9,4)	40,6 (17,4)	31,4 (17,3) ^{b,c}
Δr [cm]	30,8 (5,4)	32,6 (6,3)	21,6 (4,7) ^a	26,1 (6,2)	13 (3,1)	16 (4,6) ^{a,b,c}
P_{\max} [W/kg]	43,3 (24,5)	89,9 (68)	73 (46,2)	118,4 (78)	117,8 (69,4)	158,5 (92,8) ^c
F_{apeak} /mg	2,84 (0,62)	2,89 (0,52)	3,55 (1,04) ^{b,c}	3,82 (1,5)	5,66 (1,20)	5,47 (1,7) ^{b,c}
F_{ppeak} /mg	2,9 (0,81)	4,51 (1,3)	3,2 (1,44)	4,64 (1,7)	3,03 (1,99)	5,30 (1,8)
Impulsion [N s]	779 (85)	827 (221)	691 (95) ^{b,c}	758 (128)	525 (118)	568 (199) ^{b,c}

Note : temps d'impulsion (T), temps jusqu'au pic concentrique (TTP), raideur de la jambe (k_{leg}), abaissement du membre inférieur Δr , puissance verticale maximale rapportée au poids de corps (P_{\max}), pic concentrique de force verticale maximale rapportée au poids de corps (F_{apeak}), pic excentrique de force verticale maximale rapportée au poids de corps (F_{ppeak}) et impulsion lors du saut de contre-haut de 30 et 60 cm. [Moyenne (SD), $n = 12$].

^a Différence significative ($p < 0,05$) entre l'instruction 1 et l'instruction 2 et 3.

^b Différence significative ($p < 0,05$) entre l'instruction 2 et l'instruction 3.

^c Différence significative ($p < 0,05$) entre l'instruction 3 et l'instruction 1.

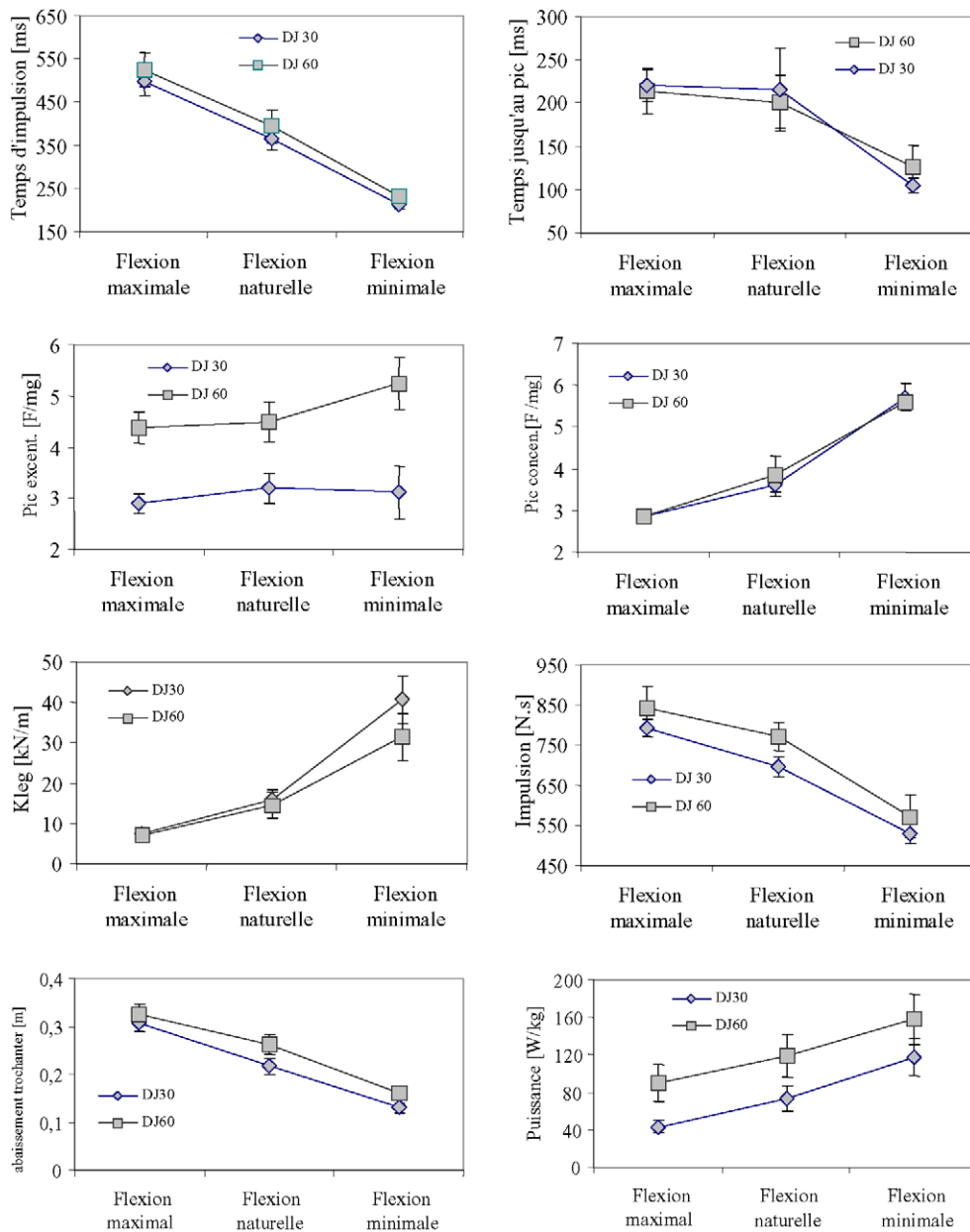


Fig. 4. Évolution de la moyenne des valeurs des paramètres mécaniques étudiés en fonction des trois types de consignes sur la flexion de genou (maximale, naturelle et minimale) lors du saut de contre-haut de 30 cm (DJ30) et 60 cm (DJ60). K_{leg} représente la raideur mécanique de la jambe.

La hauteur du contre-haut ne change pas les valeurs de l'impulsion [$F(1,22) = 1,47$; ns]. Il n'y a pas d'interaction significative hauteur du contre-haut \times instruction en ce qui concerne ce paramètre.

La valeur moyenne de la diminution de longueur du membre inférieur Δr est de 23,3 cm. La hauteur du contre-haut influence de manière significative [$F(1,22) = 10,7$; $p < 0,001$] la diminution de longueur du membre inférieur, qui passe de 19,8 cm en DJ30 à 24,3 cm en DJ60.

3.4. La raideur des membres inférieurs

Comme cela était attendu, la consigne amplitude importante correspondait à une diminution de la raideur moyenne de 36 à 7,3 kN/m [$F(2,44) = 37,3$; $p < 0,001$]. La hauteur

du contre-haut n'influence pas la raideur mécanique [$F(1,22) < 1$]. L'interaction hauteur du contre-haut \times instruction ne montre pas d'effet significatif sur la valeur moyenne de la raideur des membres inférieurs P_{max} [$F(2,44) < 1$].

4. Discussion

L'objectif de cette étude était de déterminer la relation existant entre la raideur des membres inférieurs et les paramètres du saut et enfin d'appréhender la relation entre la performance verticale et la raideur des membres inférieurs. Les résultats majeurs obtenus dans cette étude indiquent :

- qu'une même performance peut être réalisée avec différentes valeurs de raideur ;

- que la flexion maximale du genou lors de sauts de contre-haut ne modifie pas la performance.

La performance verticale enregistrée dans cette étude est proche des valeurs rapportées dans la littérature dans une tâche similaire (Tableau 2) [5,20]. Ces valeurs sont plus grandes que celles reportées chez des sujets non-spécialistes de sports de sauts [6] avec une différence de près de 30 %. En outre, ces valeurs sont bien supérieures à celles obtenues lors de saut squat par les mêmes sujets dans notre étude, avec une performance moyenne de 33,6 cm. Cela représente un gain de performance moyen de 14 % du saut de contre-haut par rapport au saut squat.

Le temps de contact diminue de moitié quand le genou passe d'une flexion maximale à une flexion minimale. Le pic concentrique de force verticale augmente de 200 % entre la condition de flexion maximale et la condition de flexion minimale (2,9 fois le poids du corps contre 5,6 fois le poids du corps). Cela tend donc à montrer que sauter d'un contre-haut en raidissant le système musculotendineux augmente les valeurs des facteurs myodynamiques de la performance.

Curieusement, la valeur du pic excentrique reste inchangée et ce quelle que soit l'instruction donnée aux sujets. Cela suggère que les experts testés régulent les chocs importants lors de l'impact au sol afin de minimiser les risques de blessures. Seule la hauteur du contre-haut change de manière radicale la valeur moyenne du pic excentrique de force verticale (environ 3 fois le poids du corps en DJ30 et environ 5 fois le poids du corps en DJ60). Cela montre que le rôle de la flexion du genou est avant tout de réduire le choc de l'impact au sol, jouant ainsi le rôle d'amortisseur en étalant ce pic de force dans le temps. Ces résultats confirment une étude récente [1] qui montre une relation entre l'augmentation de la raideur des membres inférieurs et la réduction du temps de contact et confirme la possibilité de réguler la raideur des membres inférieurs à travers des instructions sur les paramètres du saut. La valeur moyenne de la raideur des membres inférieurs est proche de celle trouvée dans la littérature dans des conditions de sauts très similaires [1,17].

Par ailleurs, on constate que la durée relative de la phase excentrique du saut est la plus courte en mode flexion naturelle où elle représente en moyenne 44 % du temps d'impulsion. Cela suggère que l'angle de genou choisi de manière naturelle permet d'optimiser le cycle étirement renvoi [22,23], afin d'utiliser au mieux l'énergie élastique musculaire, grâce à la mise en place notamment du réflexe myotatique. Les performances sont en effet supérieures de plus de 2 cm dans cette condition par rapport à la condition flexion minimale et sensiblement identique par rapport à la condition flexion maximale. Ces résultats sont en accord avec l'étude [29] montrant

dans le saut de contre-haut (40 et 80 cm) une relation entre une courte phase excentrique et un temps de contact court associés à une augmentation du pic concentrique de force verticale chez des triples sauteurs experts.

En outre, de nombreuses études se sont interrogées sur la question de la hauteur optimale du contre-haut pour optimiser le rendement mécanique [2,6,30]. Nos résultats indiquent que le pic concentrique de force verticale est supérieur dans la condition DJ60 avec une valeur moyenne de 4,81 fois le poids du corps contre 4,01 fois le poids du corps en DJ30, soit un gain de +16,6 %. Enfin, le pic de puissance P_{\max} ainsi que la puissance moyenne P_{moy} sont supérieurs dans la condition de saut de contre-haut la plus élevée (respectivement puissance maximale : 104 W/kg en DJ60 contre 75 W/kg en DJ30 ; puissance moyenne : 91 W/kg en DJ60 contre 49 W/kg en DJ30). Un tel comportement montre une meilleure utilisation de l'énergie élastique par les sujets de bons niveaux grâce à l'énergie potentielle gravitationnelle emmagasinée pendant la phase d'atterrissage [9,21,25]. En effet, nous trouvons dans notre étude une amélioration de la performance de 14 % entre le saut squat et le saut de contre-haut. Ces résultats confirmeraient l'hypothèse que la pratique d'un sport de saut augmente les qualités musculaires pliométriques [7]. Cela est une caractéristique des sauteurs de bon niveau, ce qui n'est pas le cas des sauteurs novices, où le rendement mécanique est plus important en DJ20 par rapport à DJ40 et DJ60 [5].

Enfin, il est remarquable de noter que si les sorties mécaniques sont modifiées de manière notable, la performance entre les conditions d'instruction et de contre-haut ne change guère. Un saut avec une grande amplitude (flexion importante du membre inférieur) sera caractérisé par un temps de contact long (500 ms), un pic de force actif faible (environ 2,9 fois le poids du corps) et une valeur de l'impulsion importante (environ 800 N s). Un saut avec une faible amplitude (faible flexion du membre inférieur) sera caractérisé par un temps de contact court (220 ms), un pic de force actif élevé (5,5 fois le poids du corps) et une valeur de l'impulsion basse (550 N s). Mais ces deux types de sauts ne changent pas la performance finale. Cela confirme une analyse similaire réalisée lors de sauts squats [30] et de sauts impulsion un pied après course d'élan [24]. En effet, tout se passe comme si les sujets utilisaient tous les paramètres réglables lors de leur impulsion pour s'adapter au mieux aux contraintes de la tâche qui leur est proposée (contraintes de consignes et de hauteur de contre-haut) et produisent dès lors un saut de qualité égale avec des moyens différents. Il reste cependant intéressant de noter que la consigne flexion naturelle ne permet pas d'augmenter pour autant la performance. On peut penser que les sujets n'ont pas l'habitude de ce type de situations (le saut de

Tableau 2

Performance verticale en saut de contre-haut (« drop jump » ou DJ) relevée dans la littérature (cm)

Auteurs	Laffaye et al. (2005)	Hunter et Marshall (2002)	Young et al. (1995)	Bobbert et al. (1987)	Bobbert et al. (1986)
DJ30	38,6	38,7	40,2	–	–
DJ40	–	–	–	29	36
DJ60	39,8	38,5	39,6	28	–

Note : tous les participants sont des sauteurs de bons niveaux, exceptés dans l'étude de Bobbert et al. (1987) où ce sont des novices.

contre-haut est rarement programmé dans les entraînements des basketteurs), et que le mode flexion naturelle demande autant d'adaptabilité que les autres modes.

5. Conclusion

Notre étude montre donc qu'il est possible de réguler la raideur par des consignes appropriées. Ces résultats offrent des perspectives intéressantes dans le domaine de l'entraînement sportif. En effet, les propriétés mécaniques du système masse-ressort indiquent qu'une augmentation de la raideur est corrélée avec une augmentation de la fréquence propre du système. Or, le paramètre fréquence est un facteur de performance dans de nombreuses activités athlétiques, comme le sprint. Les perspectives d'étude dans ce domaine passeront par la possibilité d'influencer de manière permanente la fréquence propre du sujet.

Références

- [1] Arampatzis A, Schade F, Walsh M, Brüggerman G. Influence of leg stiffness and its effect on myodynamic jumping performance. *J Electromyogr Kinesiol* 2001;11:355–64.
- [2] Asmussen E, Bonde-Petersen F. Storage of elastic energy in skeletal muscles in man. *Acta Physiol Scand* 1974;92:385–92.
- [3] Baca A. A comparison of methods for analysing drop jump performance. *Med Sci for Sports Exerc* 1999;31:437–42.
- [4] Blickhan R. The spring-mass model for running and hopping. *J Biomech* 1989;22:1217–27.
- [5] Bobbert MF, MacKay M, Schinkelshoek D, Huijing PA, Van Hingen Schenau GJ. Biomechanical analysis of drop and countermovement jumps. *Eur J Appl Physiol* 1986;54:566–73.
- [6] Bobbert MF, Huijing PA, Van Hingen Schenau GJ. Drop jumping. The influencing of jumping technique on the Biomechanics of jumping. *Med Sci Sports Exerc* 1987;19:332–8.
- [7] Bobbert MF. Drop jumping as a training method for jumping ability. *Sports Med* 1990;9:7–22.
- [8] Cavagna GA. Force platforms as ergometers. *J Appl Physiol* 1971;39:174–9.
- [9] Cavagna GA. Storage and utilization of elastic energy in skeletal muscle. *Sport Sci Rev* 1977;5:89–129.
- [10] Farley C, Blichan R, Saito F, Taylor CR. Hopping frequency in humans: a test of how springs set stride frequency in bouncing gaits. *J Appl Physiol* 1991;71:2127–32.
- [11] Farley C, Gonzales O. leg stiffness and human frequency in human running. *J Biomech* 1996;29:181–6.
- [12] Farley C, Houdijk HHP, Van Strien C, Louie M. Mechanism of leg stiffness adjustment for hopping on surfaces of different stiffnesses. *J Appl Physiol* 1998;85:1044–55.
- [13] Farley C, Morgenroth DC. Leg stiffness depends on ankle stiffness during human hopping. *J Biomech* 1999;32:267–73.
- [14] Ferris DP, Farley C. Interaction of leg stiffness and surface stiffness during human hopping. *J Appl Physiol* 1997;82:15–22.
- [15] Ferris DP, Louie M, Farley C. Running in the real world: adjusting leg stiffness for different surfaces. *Proc R Soc* 1998;265:989–94.
- [16] Frick U. Comparison of biomechanical measuring procedures for the determination of height achieved in vertical jumps. *Leistungssport* 1991;21:448–53.
- [17] Granata KP, Padua DA, Wilson SE. Gender differences in active musculoskeletal stiffness. Part II. Quantification of leg stiffness during functional hopping tasks. *J Electromyogr Kinesiol* 2002;12:127–35.
- [18] Hatze H. Validity and reliability of methods for testing vertical jumping performance. *J Appl Biomech* 1998;14:140.
- [19] Hoffer JA, Andreassen S. regulation of soleus muscle stiffness in premammillary cats. Intrinsic and reflex components. *J Neurophysiol* 1981;45:267–85.
- [20] Hunter JP, Marshall RN. Effects of power and flexibility training on vertical jump technique. *Med Sci Sports Exerc* 2002;34:478–86.
- [21] Komi PV, Bosco C. Utilization of stored elastic energy in leg extensors by men and women. *Med Sci Sports Exerc* 1978;10:261–5.
- [22] Komi PV, Gollhofer A. Stretch reflex can have an important role in force enhancement during SSC-exercise. *J Appl Biomech* 1997;13:451–60.
- [23] Komi PV. Stretch shortening cycle: a powerful model to study normal and fatigued muscle. *J Biomech* 2000;33:1197–206.
- [24] Laffaye G. La régulation de la raideur au cours du saut [thèse]. Paris : Université de Paris Sud XI ; 2003.
- [25] Luthanen P. Segmental contribution to forces in vertical jump. *J Appl Physiol* 1978;38:181–8.
- [26] Mac Mahon TA, Valiant G, Frederick EC. Groucho running. *J Appl Physiol* 1987;62:2326–37.
- [27] Mac Mahon TA, Cheng GC. The mechanics of running: how does stiffness couple with speed? *J Biomech* 1990;23:65–78.
- [28] Matavulj D, Kukulj M, Ugarkovic D, Tihanyi J, Jaric S. Effect of plyometric training on jumping performance in junior basketball players. *J Sports Med Phys Fitness* 2001;41:159–64.
- [29] Viitasalo JT. Neuromuscular functioning of athletes and non-athletes in the drop jump. *Eur J Appl Physiol* 1998;78:432–40.
- [30] Voight M, Simonsen EB, Dyhre-Poulsen P, Klausen K. Mechanical and muscular factors influencing the performance in maximal vertical jumping after difference prestretch loads. *J Appl Biomech* 1995;28:293–307.
- [31] Winter DA. *Biomechanics and Motor Control of human movement*. New York. 1990.
- [32] Young W, Pryor JF, Wilson GJ. Effects of instructions on characteristics of countermovement and drop jump performance. *J Strength Cond* 1995;9:232–6.