

Analyse comparée des contraintes énergétiques et musculaires d'un effort maximal réalisé sur le plat et en côte chez des athlètes élites

Christine Hanon, Jean Slawinski, Sylvain Dorel, François Hug, Antoine Couturier, Jean-Benoît Morin

▶ **To cite this version:**

Christine Hanon, Jean Slawinski, Sylvain Dorel, François Hug, Antoine Couturier, et al.. Analyse comparée des contraintes énergétiques et musculaires d'un effort maximal réalisé sur le plat et en côte chez des athlètes élites. [Rapport de recherche] Rapport de recherche n° 06-029, Institut National du Sport et de l'Education Physique (INSEP). 2008. hal-01988974

HAL Id: hal-01988974
https://insep.hal.science//hal-01988974

Submitted on 22 Jan 2019

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

Rapport de recherche n°06-029

Analyse comparée des contraintes énergétiques et musculaires d'un effort maximal réalisé sur le plat et en côte chez des athlètes élites.

C. Hanon[1]

En collaboration avec J. Slawinski [1,2], S. Dorel [1], F. Hug [1,3], A. Couturier[1], JB Morin[4]

[1] Laboratoire de biomécanique et de physiologie
INSEP, 11 Avenue du Tremblay 75012-Paris
[2] Team Lagardère Paris
[3] Laboratoire de la motricité, des interactions, de la performance, Université de Nantes
[4] Faculté de médecine, Université de Saint-Etienne

Sommaire

I- Introduction

2- Objectifs

2.1- Les effets de la pente

2.1- Les effets de la fatigue

3- Plan expérimental

3.1- Protocole:

3.1.1- Effet pente : comparaison de la séance sur le plat et de la séance en côte

3.1.2- Effet fatigue : Evolution du patron de recrutement neuro-musculaire au cours de la séance

3.1.3- Paramètres recueillis

A - Physiologiques

B- Biomécaniques

4) Résultats

4.1- Comparaison du 250m en côtes et du 300m plat

4.1.1- La vitesse

4.1.2- La foulée

A- Caractéristiques spatiales de la foulée : la poulaine

B- Vitesse du pied et estimation des chocs pendant l'appui

4.1.3- Les activations musculaires :

A - activations musculaires sans fatigue

Le tibialis anterior

Le soleus

Le gastrocnemius

Le vastus lateralis

Le rectus femoris

Le biceps femoris et le semi-tendinosis

Le gluteus maximus

B- Evolution dans la fatigue

4.1.4- Les données métaboliques

A- La fréquence cardiaque

B- Les données métaboliques

4.2- Evolution des paramètres mécaniques et physiologiques au cours de la séance 4* 250m en côtes

4.2.1- La vitesse

4.2.2- La fréquence cardiaque

4.2.3- Les paramètres métaboliques

5) Discussion

5.1- Cinématique de la foulée

5.2- Activités musculaires

5.3- Paramètres métaboliques

5.4- Pourquoi utilise-t-on l'entraînement en côte ?

6) Bibliographie

7) Annexe

7.1- Article publié dans Medicine Science Sports Exercice

7.2- Participation aux European Athletics Innovation Awards 2008 (Fédération européenne d'athlétisme)

7.3- Présentation aux entretiens de l'INSEP

7.4- Participation au congrès scientifique international : Science for success II 10,12 octobre 2007, Jÿvaskÿla, Finlande

I) Introduction

L'entraînement en côte fait partie intégrante des programmes d'entraînement des coureurs qu'ils soient sprinters ou spécialistes de demi-fond. L'histoire a retenu le nom de célèbres partisans de cette forme de développement (H. Eliott, S. Coe, M. Jazy, C. Besson…).
Aujourd'hui, les meilleurs Français utilisent tous en moyenne une fois par semaine et pendant de longs mois, un entraînement basé sur la répétition d'efforts réalisés en côte et pour les sprinters à vitesse maximale ou quasi- maximale. Leur programmation repose sur les hypothèses suivantes 1) il existe un transfert de progrès sur le plat, ce travail est bénéfique pour la performance puisqu'il représente un travail de renforcement musculaire spécifique dont les gains sont transférables à l'activité réalisée en condition de compétition (i.e., course à plat) 2) la durée de récupération des séances réalisées en côte en comparaison avec la même séance sur le plat est raccourcie.
Néanmoins, il reste difficile de comprendre la raison de cette efficacité de la course en côte à vitesse maximale.
La question qui nous est posée par certains entraîneurs du pôle INSEP est donc motivée par le souci de comprendre l'origine des effets bénéfiques de cette forme particulière d'entraînement.
L'examen de la littérature nous permet d'envisager quelques éléments de réponse, notamment au regard de l'activité musculaire engagée, des contraintes mécaniques rencontrées et la dépense énergétique induite par l'activité de course en côte.

En effet, les études concernant l'analyse des activations musculaires recueillies par la technique de l'EMG lors de la course sur le plat sont nombreuses (Mann et coll 1986 ; Mc Clay et coll 1990 ; Montgomery et coll 1994 et pour revue de question Hanon 2005). Elles montrent que les muscles des membres inférieurs impliqués dans la course sont activés de façon très variable (plus ou moins intensément et sur un pourcentage plus ou moins important du cycle de la foulée). Ces données n'ont pas pu à ce jour être comparées à des données recueillies course avec pente.
En côte, seule la technique de l'IRM (Imagerie par Résonance Magnétique) a été utilisée pour étudier les volumes musculaires mis en jeu. Conformément aux hypothèses couramment mentionnées, il apparaît que la course en côte comparée à la course sur le plat met en jeu un volume musculaire supérieur donc une sollicitation des muscles impliqués plus

importante. Par la technique de l'IRM, Sloniger et coll (1997a) ont pu observer une activation globale des membres inférieurs de 73% en côte contre 67% sur le plat. De plus ces mêmes auteurs (1997b) observent que cette activation n'est pas homogène. Il existe, selon cette technique de mesure, des modifications de répartitions d'activation : certains muscles semblent moins activés (semi-tendineux (ST), semi-membraneux (SM), gracilis et surtout rectus femoris (RF)), d'autres le sont davantage (groupe des vastes, soleus (Sol) et gluteus (GM)) au cours de la condition en côte.

Au plan mécanique, il a pu être noté une diminution des forces de freinage et une augmentation proportionnelle des forces de propulsion (+ 65% par rapport au plat) (Gottschall et Kram 2004). La course en côte se traduit par une augmentation des phases où les modes de contraction musculaires sont concentriques. Par ailleurs, par la mise en place d'un accéléromètre sur le tibia, Hamill et coll (1984) ont pu démontrer que les chocs enregistrés sur la jambe étaient largement diminués au cours du travail en côte (-24% par rapport au plat pour une pente à + 3°). Par ailleurs, en ce qui concerne les paramètres cinématiques Klein et coll., (1997) ont montré qu'il n'y avait pas de modification du temps de contact du pied au sol (Tc), du temps de vol du pied (Tv), de l'amplitude ou de la fréquence de pas, de l'inclinaison du tronc, des oscillations verticales de la hanche et des angles de flexions de la hanche, du genou ou de la cheville. Cependant, sur terrain peu d'études se sont intéressées à la mesure de ces paramètres cinématiques lors de la course en côte. Seule une étude, antérieurement réalisée au laboratoire de biomécanique et de physiologie de l'INSEP, avait pu montrer, pour des vitesses de courses sous maximales, qu'il y avait des différence dans la fréquence de pas et les Tc entre la course sur le plat et en côte (Gajer et coll, 1998).

De fait, Margaria (1976) montre que le coût énergétique en côte augmente de façon linéaire avec la pente. Certaines études ont ainsi observé que les valeurs de consommation maximale d'oxygène ($\dot{V}O_{2\,max}$) obtenues au cours d'un exercice progressif était supérieures à celles obtenues avec le même protocole sur le plat (Paavolainen et coll 2000). Lors d'une épreuve supramaximale réalisée sur tapis, Sloniger et coll (1997) ont mesuré une dette d'oxygène supérieure de 21% en côte comparée au même protocole réalisé sur le plat.
Pour une même vitesse, la course en côte est plus coûteuse que la course sur le plat. Ainsi, Gregor et Costill (1973) ; Klein et coll (1997) montrent qu'une pente de 6% induit une augmentation de la consommation d'oxygène supérieure à 20%.
Pour une vitesse de course libre maintenue 30 min, Staab et coll (1992) ont montré que la course en côte (comparé au plat) provoque une augmentation de la concentration sanguine

de lactate et une diminution de la vitesse de course de 2,8 à 2,4% (pour une pente de 5%). Par contre, pour Foricher et coll (2003), les valeurs de lactatémie bien que légèrement plus importantes après la première répétition (premier des 3 *250m), ne sont pas significativement supérieures au cours d'une séance en côtes comparée à la même séance sur le plat.

Cette synthèse de la littérature montre donc que la course en pente est relativement différente de la course sur le plat au plan musculaire, mécanique et métabolique. Cependant, il faut se rappeler que ces résultats ont été en grande majorité obtenus sur tapis roulant à des vitesses comprises entre 70 et 110% de la vitesse maximale aérobie (VMA). Or, il a été démontré que :

a) la course sur tapis roulant comparée à la course sur piste est caractérisée par un pattern d'activation et une technique de course différents : le temps de contact est plus court sur tapis roulant et la plupart des athlètes diminuent la fréquence et augmentent l'amplitude de leur foulée (Wank et coll 1998). Les durées d'activation musculaire du gastrocnemius (Ga), tibialis anterior (TA), vastus lateralis (VL)) pendant la phase d'adaptation au tapis sont plus longues (Hanon, données personnelles). Selon Wank et coll (1998), les sujets s'organisent techniquement pour assurer la meilleure sécurité possible (équilibre).

b) la vitesse modifie le pattern de recrutement musculaire (Mann et coll 1986 ; Montgommery et coll 1994 ; Hanon et coll 2005). Entre 13 et 21 $km.h^{-1}$, le niveau d'activation peut être multipliée par un facteur qui varie selon les muscles entre 1,1 à 1,7. Andersson et coll (1997) observent même sur une gamme de vitesse plus étendue, une activité multipliée par 4 ou 5 pour les fléchisseurs de hanche. Les durées d'activité exprimées en valeur absolue diminuent ou augmentent selon qu'il s'agit des muscles mono ou bi-articulaires (RF et biceps femoris (BF) notamment). Ces mêmes durées exprimées en % du cycle de la foulée augmentent avec l'augmentation de la vitesse.

La fatigue est un concept général qui se traduit par une altération sévère de la performance et qui inclut une augmentation de la sensation de l'effort nécessaire pour exercer cette force ou une éventuelle inaptitude à générer ce niveau de force (Enoka et Stuart, 1992). A mesure que l'activité musculaire est maintenue, on observe une diminution progressive des possibilités de produire de la tension musculaire qui n'est pas sans conséquence sur la foulée. Une augmentation du temps de contact et une diminution de l'amplitude de la foulée de 5 à 8% sont notées sur piste à partir du 400m (Bates et Haven, 1973 ; Sprague et Man, 1983 ; Nummela et coll 1992), sur 800m (Gajer et coll 1996) comme sur 10000 m (Elliot and Ackland, 1981). Sur tapis roulant, cette chute d'amplitude est également observée (Hausswirth et coll 2000) ; Kyrölainen et coll 2000 ; Hanon et coll 2001), même si ces

données sont contredites par d'autres études telles que Williams et coll (1991) et Candau et coll (1998). Il est à noter que sur les distances inférieures, ce n'est pas l'amplitude qui est réduite sur la fin de course, mais la fréquence des foulées (Bruggeman et coll 1999).
Néanmoins, la durée de la contraction musculaire augmente avec l'apparition de la fatigue, ce qui se traduit en course par une augmentation du temps de contact (Chapman et Fraser 1982, Mann et Sprague 1980, Nummela et coll 1992, Gager et coll 1996).
Le prolongement de la durée d'activation musculaire aboutit principalement à une augmentation du rapport temps de travail/temps de relaxation (Bigland-Ritchie et coll 1983). De la même manière, le rapport EMGi/force, fréquemment utilisé pour décrire la fatigue en condition isométrique (Bigland-Ritchie, 1981) et en condition dynamique (Gollhofer et coll 1987), augmente au cours de l'effort de course, indiquant une diminution du rendement musculaire. Il faut noter aussi l'augmentation du rapport EMGi/force au cours de la deuxième partie de 400mètres analysés par Nummela et coll (1992). Horita et Ishiko (1987) interprètent cette baisse de cet indice comme un témoin de l'apparition de la fatigue périphérique.

Selon Nummela et coll (1992), au cours d'un exercice maximal tel que la course de 400m, les niveaux d'activité musculaire (Ga, VL) alors que la vitesse diminue, s'élèvent dans toutes les phases du cycle de la foulée. Cette augmentation concerne le pic d'activité musculaire (MAXA) alors qu'elle n'est pas sensible pour l'activité minimale (MINA). Ces résultats ont été confirmés par Mero et Peltola (1989). Cette augmentation du niveau d'activité musculaire est particulièrement notable dans les 50 premières ms de la phase de contact. Le facteur de relaxation défini comme la durée du cycle de la foulée pendant laquelle le niveau d'activité musculaire est inférieur à 10% de MAXA diminue aussi bien pour GA que pour VL.
Par ailleurs, selon Sprague et Mann (1983), l'athlète perd avec l'apparition de la fatigue, la capacité à produire les niveaux de force adéquats de manière opportune, et donc économique.
Ainsi, les principales conséquences de la fatigue observées au niveau des activités musculaires résident dans une augmentation du rapport temps de travail/temps de relaxation, due à la diminution du temps de relaxation musculaire et à une augmentation du rapport EMGi/force.
A ce jour, et à notre connaissance, aucune étude ne nous informe sur l'évolution avec la fatigue de la forme de la foulée et du pattern de recrutement neuromusculaire en côte.

2) Objectifs

Toutes les modifications observées avec l'augmentation de la vitesse et (ou) dues à la motricité particulière liée à l'utilisation du tapis roulant laissent à penser qu'il est difficile de

tirer des enseignements concernant les adaptations biomécaniques et métaboliques de la course en côte réalisée à grande vitesse, à partir de résultats obtenus sur tapis à basse vitesse. Or, les entraînements de course en côte, pour les coureurs de 200 et 400-m, sont réalisés sur terrain et à des vitesses maximales pour la pente. Il apparaît donc aujourd'hui indispensable de mener une étude qui aurait pour but de déterminer les contraintes mécaniques, neuromusculaire et métaboliques liées spécifiquement à la course en côte réalisée à grande vitesse sur le terrain.

De plus, la grande majorité des études compare des vitesses absolues similaires sur le plat et en côte, ajoutant l'effet côte à un effort de vitesse identique. L'étude de deux efforts réalisés à la même vitesse relative (ici à 100% des possibilités de l'athlète dans les deux situations) est de nature à considérablement modifier les résultats recueillis.

L'étude proposée devait permettre de répondre à plusieurs hypothèses:

2.1- Les effets de la pente : les contraintes mécaniques observées en côte (augmentation de la part concentrique de la contraction) impliqueraient une augmentation de la sollicitation des muscles extenseurs du membre inférieur (GM, BF pour la hanche et vastus lateralis (VL) et medialis (VM) pour le genou) comparée à la course sur le plat. *De ce fait, nous avons émis l'hypothèse que la durée et le niveau d'activation de ces extenseurs de la hanche et du genou seront supérieurs.*

2.2- Les effets de la fatigue : La fatigue générée par la séance d'entraînement quelle que soit la condition de course se traduit par une augmentation de l'activité myoélectrique des extenseurs de la jambe. Cependant, cette augmentation pourrait être plus importante lors de la séance en côte. De ce fait, la production d'acide lactique et la diminution subséquente du pH seraient également accrues lors de la séance en côte comparée à la même séance sur le plat.

L'augmentation de l'activité neuro-musculaire et donc la fatigue locale des principaux extenseurs du membre inférieur occasionnées par la course en pente pourraient être à l'origine de l'efficacité de l'entraînement en côte.

3) Plan expérimental

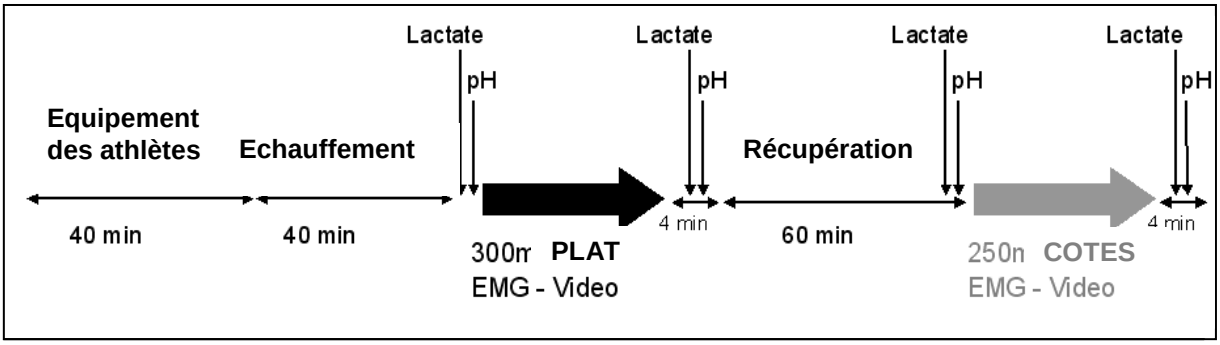
Le protocole expérimental élaboré en coopération avec les entraîneurs concernés s'est déroulé en deux phases :

Les entraîneurs ne souhaitant pas effectuer un exercice sur le plat postérieur à un travail en côte, ces deux situations n'ont pas été randomisées. De ce fait, une récupération importante a été proposée aux athlètes.

3.1- Protocole:

3.1.1- Effet pente **:** comparaison de la séance sur le plat et de la séance en côte

Figure 1 : protocole visant à tester l'effet de la pente



Echauffement standardisé + 1*300m plat (38 sec d'effort) + 1*250m (35 sec d'effort) en côtes (pente 6%) R= 45 à 60 minutes (figure 1)

3.1.2 - Effet fatigue : Evolution du patron de recrutement neuro-musculaire au cours de la séance

Echauffement standardisé + 3 *250m en côtes r = 8 min

3.1.3 - Paramètres recueillis :

A –Physiologiques

Pour les deux situations expérimentales, les paramètres physiologiques recueillis ont été d'ordre systémique(s) (1) et périphérique(s) (2):

1) Fréquence cardiaque tout le long des séances (Polar (X-trainer +, polar Vantage, Kempele, Finlande)

Lactatémie (méthode enzymatique par électrochimie réalisée avec un appareil microzym-L) pH sanguin (ABL5, radiometer, Copenhague, Danemark) avant la séance, après chaque course et à la fin de la séance.

2) EMG de surface des muscles suivants (vastus lateralis et medialis, rectus femoris, iliopsoas, Biceps femoris, semi-membranosus, gluteus maximus, tibialis anterior,

gastrocnemius, soleus) avec système portatif (ME6000T16, Mega electronics, kuopio, Finlande)



Electromyographie, contacteurs, radar (Université St-Etienne), cellule photo-électrique

B- Biomécaniques

Par ailleurs, l'évolution de la vitesse a été contrôlée par des cellules photoélectriques situées au départ, puis tous les 50m ainsi que par un radar (prêt de l'Université Saint –Etienne).
Les paramètres mécaniques ont été recueillis à l'aide d'une semelle avec capteurs de pression (type on /off) (FSR : Force Sensing Resistors (Interlink electronic) situés sous le talon et sous l'avant-pied, permettant de déterminer la durée des temps de contact, de vol, la fréquence des foulées.

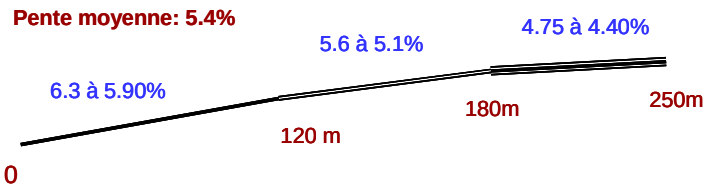


Caméras rapides

La séance sur le plat (300m) a été réalisée sur la piste intérieure de l'INSEP, les activités musculaires ont été évaluées sur 5 bouffées d'activation recueillies à T0, T5, T10, T30, T35 (T0 correspondant au départ, Tn à la n^{ième} seconde après le départ) ; ces recueils correspondent à des phases de course effectuées en ligne droite. Les activités musculaires ont été analysées en terme de durées d'activation, de durées d'activation/durée du cycle de la foulée, de valeurs d'intégration (EMGi) ainsi que de taux d'activation (EMGi/durée). Ces signaux EMG ont été datés par référence aux signaux des capteurs de pression synchronisée avec l'EMG.



La course en côte (250m) a été réalisée en extérieur (plateau dit de Gravelle) sur une pente goudronnée, interdite à la circulation et située à quelques minutes de l'INSEP. Cette pente a fait l'objet d'une évaluation par l'IGN : 6,3% au départ puis 5% à l'arrivée). L'activité EMG a été analysée à T0, T5, T10, T30, T35.



Les prélèvements sanguins ont été effectués pour la lactatémie au repos, au départ de la séance, à la fin de chaque course, à la fin de la séance (0, 3, 5, 7, 10 minutes après l'arrivée), pour le pH au départ, 0, 3, 5, 10 minutes après l'arrivée).

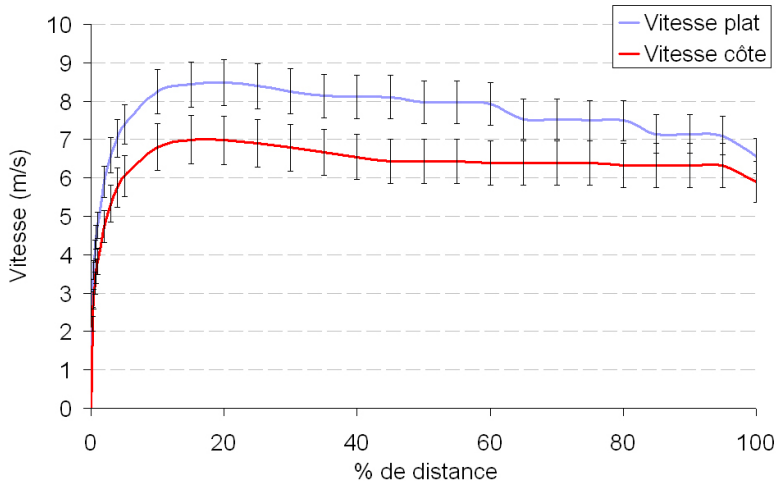
4) Résultats

4.1- Comparaison du 250m en côtes et du 300m plat

4.1.1- La vitesse

Les vitesses moyennes observées sur le plat et en côte sont respectivement de 6.95 et 5.75 $m.s^{-1}$ avec des vitesses pics de 30,6 et 25,2 $km.h^{-1}$ obtenues en début de parcours (Figure 2). Les chutes de vitesses entre la valeur pic et la valeur finale (-20% sur le plat et – 11% en côtes) sont significativement différentes ($p< 0.05$).

Figure 2 – Evolution comparée de la vitesse sur le plat et en côte



4.1.2- La foulée

Le tableau 1 permet d'illustrer les modifications liées à la pente : la foulée est modifiée par une augmentation significative ($p<0.05$) du temps de contact et du temps de vol. L'augmentation du temps de contact est principalement due à une du temps de poussée de 26%. La fréquence et surtout l'amplitude de la foulée diminuent en côte comparativement au plat.

Tableau 1: comparaison des paramètres biomécaniques de la foulée sur plat et en côte sans fatigue

	Plat	Côte	
Tps Contact (ms)	**119**	**138**	**+15%**
Poussée (ms)			**+26.4**
Tps de vol (ms)	**398**	**425**	**+6%**
Fréquence (Hz)	**3.86**	**3.55**	**- 8%**
Amplitude (m)	**2.14**	**1.85**	**-14%**

Tableau 2: comparaison des paramètres biomécaniques de la foulée sur le plat avec et sans fatigue

	Début	Fin	
Tps Contact (ms)	119	146	+22%
Tps de vol (ms)	398	429	+8%
Fréquence (Hz)	3.86	3.46	-11%
Amplitude (m)	2.14	1.85	-13%
Nb foulées	71.1		

Tableau 3: comparaison des paramètres biomécaniques de la foulée en côte avec et sans fatigue

	Début	Fin	
Tps Contact (ms)	138	153	+10%
Tps de vol (ms)	425	437	+3%
Fréquence (Hz)	3.55	3.39	-4%
Amplitude (m)	1.85	1.74	-5%
Nb foulées	76.2		

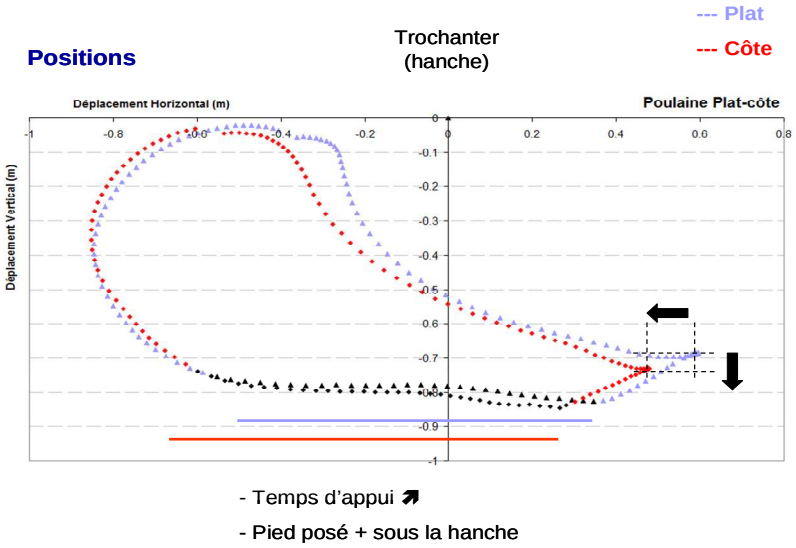
L'étude de l'évolution des caractéristiques de la foulée entre le début et la fin d'exercice (tableau 2 et 3) permet de noter que les temps de contact et de vol augmentent avec la fatigue alors que l'amplitude et la fréquence de la foulée diminuent. Â l'instar de la vitesse, l'évolution dans la fatigue apparaît moins marquée en côte que sur le plat.

Enfin, le nombre total de foulée parcourue en côte est plus grand (76.2 en moyenne) que sur le plat (71.1) pour une durée d'effort moyenne légèrement inférieur (41.1 $\pm$ 2.2 en côte et 40.49 $\pm$ 2.7 sur la plat).

A- Caractéristiques spatiales de la foulée : la poulaine

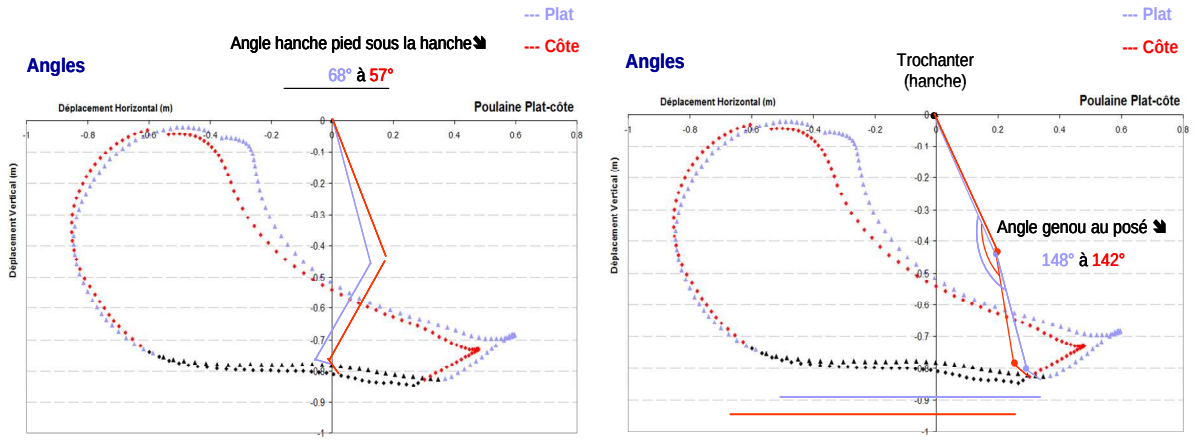
La poulaine se définit comme la trajectoire du pied autour de la hanche, ce dernier point étant fixé. Les différences entre la poulaine observée sur le plat et en côte sont illustrées par la figure 3a, 3b et 3c.

Figure 3a : Pose de pied par rapport à la hanche



Il est possible de constater que le temps d'appui augmente et que la pose d'appui s'effectue davantage sous la hanche et donc moins en avant de celle-ci**.**

Figure 3b : Angle de la hanche et du genou



Comme le démontre la figure 3b, l'angle de la hanche ainsi que l'angle du genou au moment du poser sont inférieurs en course en côte. Le coureur court « plus fléchi ».

B- Vitesse du pied et estimation des chocs pendant l'appui

Si l'on considère la vitesse du pied avant le poser (caméras rapides) et la vitesse du bassin pendant l'appui, il apparaît que ce différentiel est plus faible en côte. Ceci permet de répondre à l'hypothèse énoncée préalablement et d'avancer l'idée que les chocs sont moins

importants en côtes pour une intensité maximale comparativement à la même situation sur le plat.

Résumé

Au plan technique :

Comparée au plat, la course en côte implique :
1) jambe plus fléchie (hanche et genou)
2) prise du sol plus tardive
3) amplitude angulaire du genou inférieure
4) Différentiel vitesse et pied avant poser et vitesse du bassin pendant l'appui est inférieur ce qui semble indiquer des chocs moindres pendant l'appui en côte

4.1.3- Les activations musculaires

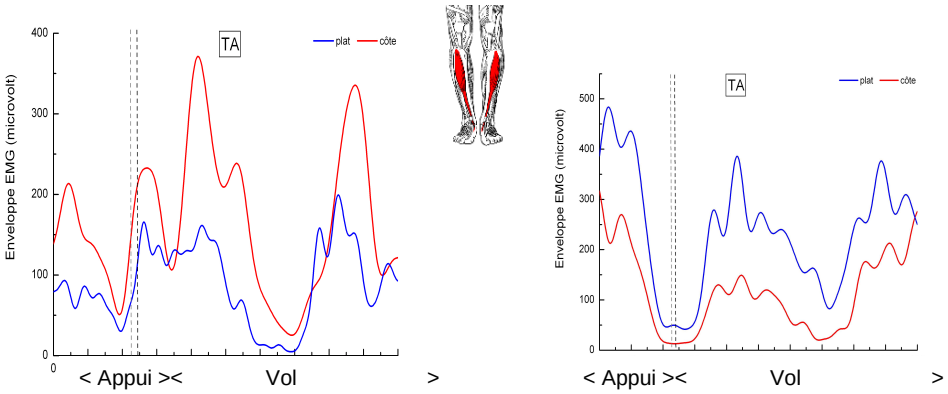
Celles-ci correspondent à la Root Mean Square (RMS) de l'activation moyennée de 5 foulées.

A - activations musculaires sans fatigue

Les foulées dont les activations musculaires sont enregistrées correspondent à des foulées enregistrées 50m après le départ.

Le tibialis anterior (TA)

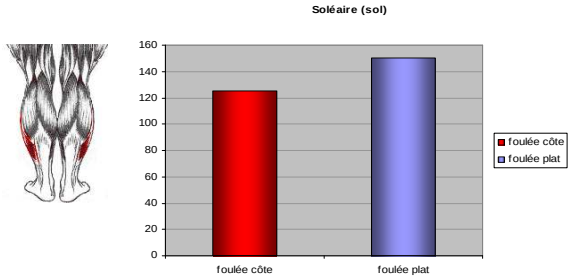
Figure 4 : Pattern d'activation du tibialis anterior chez 2 sujets



Comme le montre la figure 4, l'activation du tibialis anterior peut selon les sujets être supérieure ou inférieure en côte. Néanmoins, si l'on considère la moyenne des sujets, il n'y aucune différence entre les deux situations.

Le soleus (Sol)

Figure 5 – Activation musculaire du soleus



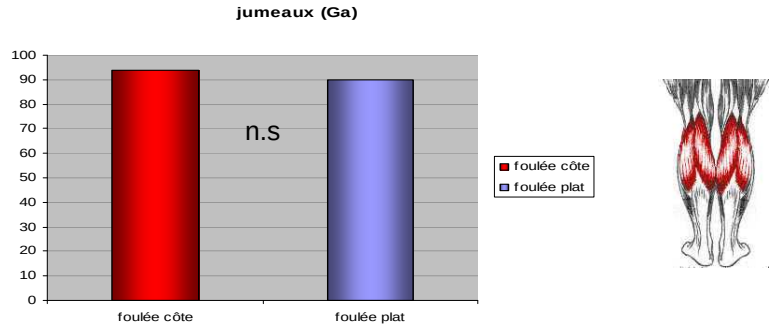
Les différences d'activation musculaire sont variables d'un sujet à l'autre. La moyenne est supérieure sur le plat mais de façon non significative

Le gastrocnemius (Ga)

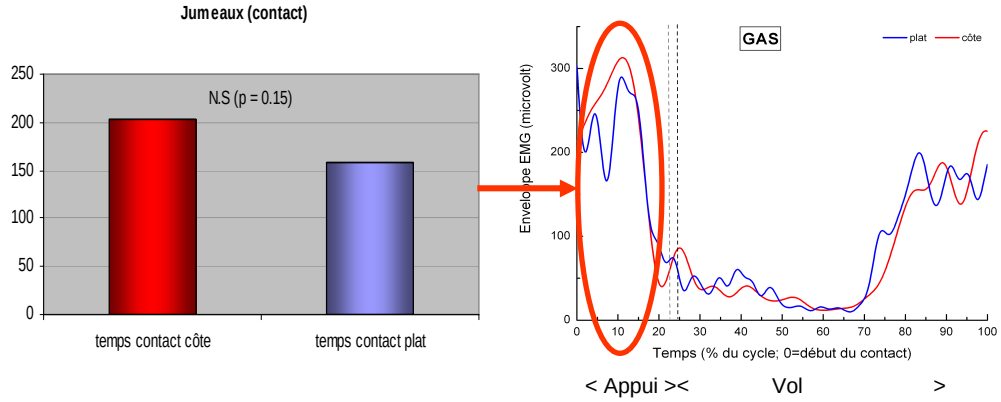
Comme l'illustrent la figure 6a et 6b, le gastrocnemius n'est pas activé de façon supérieure si l'on considère la foulée complète. Par contre, si l'on considère la phase d'appui uniquement l'activation apparaît supérieure en côte même si cette différence n'atteint pas le seuil de significativité (p=0.15).

Figure 6a et 6b : Activation musculaire du gastrocnemius (Ga) sur la foulée complète (a) et sur l'appui (b)

a)



b)

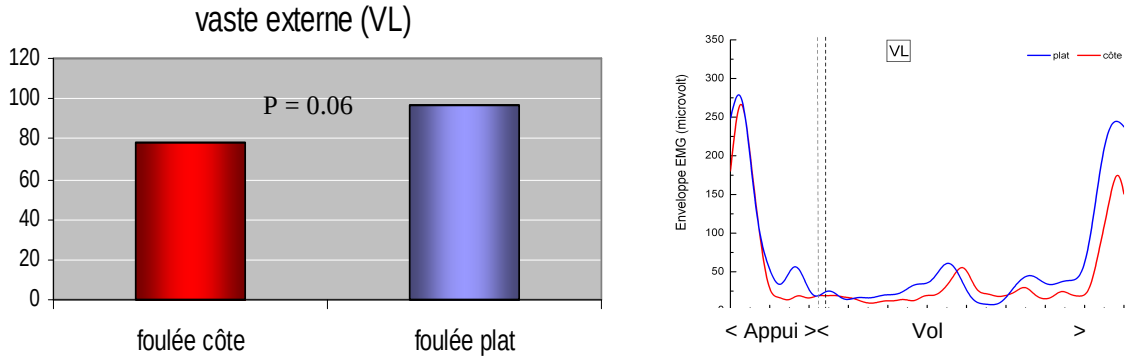


Le vastus lateralis (VL)



Comme le montre la figure 7, le vastus lateralis est moins activé en côtes que sur le plat (p=0.06). Cette différence devient significative si l'on considère la phase de suspension (pré-activation avant le poser).

Figure 7 – Activation musculaire du Vastus Lateralis (V.L)

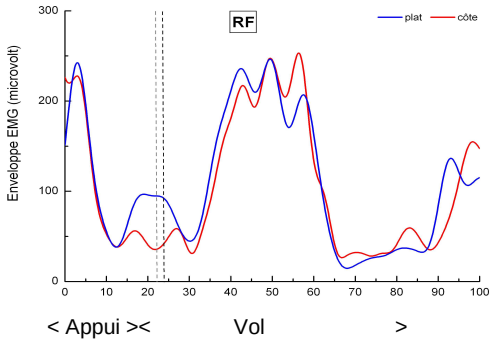


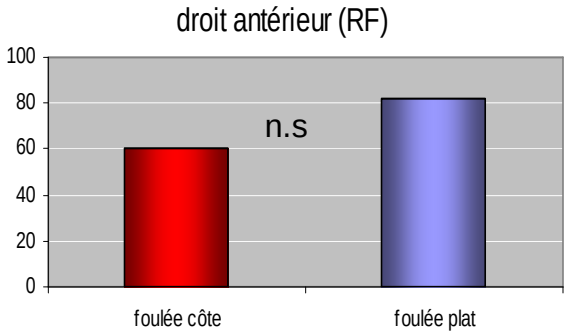
Le rectus femoris (RF)



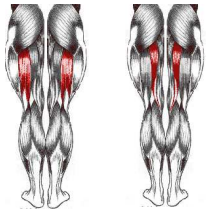
Aucune différence entre la course sur le plat ou en côte n'a pu être mise en évidence par cette analyse sur une foulée. Ceci est du à la grande variabilité inter sujets.

Figure 8 – Activation musculaire du rectus femoris





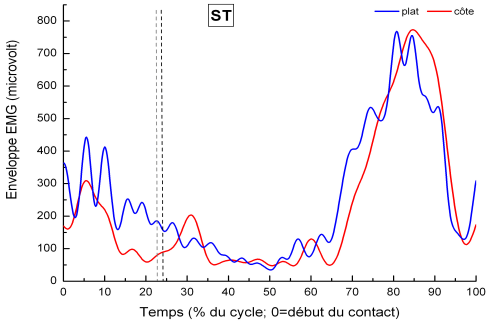
Le biceps femoris et le semi tendinosis (BF, ST)



Pour ces deux extenseurs de la hanche et fléchisseurs du genou, l'activation est moindre en côte relativement au plat.

Ce résultat n'atteint pas le seuil de significativité sur la foulée complète (p = 0.10 et 0.18 pour le BF et ST, respectivement), mais la différence est significative pour ce qui concerne la phase d'appui (p= 0.05 et 0.04)

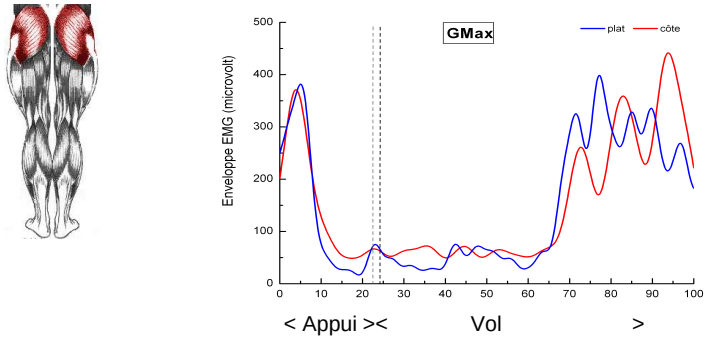
Figure 9 – Pattern d'activation du semi-tendinosis



Le gluteus maximus (GM)

Des problèmes de recueil du signal sur ce muscle sur une grande partie des sujets ne nous a pas permis de comparer les niveaux d'activation de ce muscle dans les deux situations. Les résultats présentés ci-après sont donc recueillis sur un seul sujet et ne peuvent être généralisées. Sur un sujet, le niveau d'activation du GM semble supérieur en côte.

Figure 10 – Pattern d'activation du gluteus maximus



Résumé

Les niveaux d'activation du TA, du RF et du Sol témoignent d'une grande variabilité inter sujets : selon les sujets les muscles considérés sont activés davantage soit en côte, soit sur le plat.

Par contre, il apparaît clairement que les ischios (BF, ST) sont moins activés en côte pendant l'appui et que le VL est moins activé en côte avant l'appui.

Enfin, il semble que le Ga tende à être davantage activé pendant l'appui alors que le GM évalué sur un seul sujet serait davantage activé avant l'appui en côte.

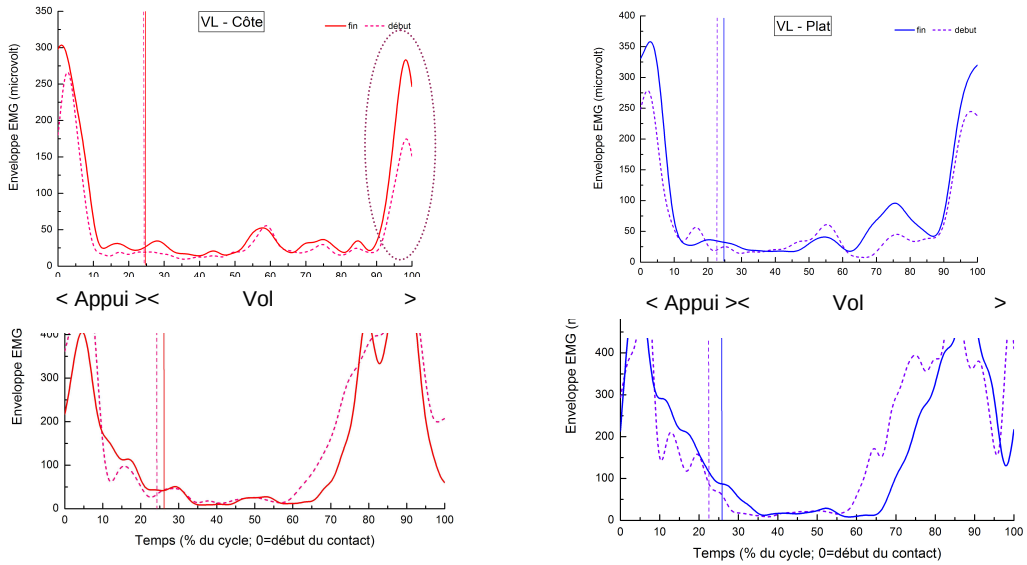
B- Evolution dans la fatigue

Les foulées dont les activations musculaires sont comparées correspondent à des foulées enregistrées 50m après le départ et 10 à 20m avant l'arrivée.

Il s'agit donc de quantifier l'évolution du signal entre le début et la fin de l'exercice sur le plat et de comparer cette évolution avec celle mise en évidence en côte.

L'activation du Sol, du VL et du GM augmente significativement entre le début et la fin de l'effort en côte alors qu'elle diminue pour le BF et significativement pour le ST en côte. Ces évolutions quand elles existent ne sont pas significatives sur le plat (pas assez de sujets pour le GM sur le plat). L'augmentation de l'activation du VL en côte semble particulièrement due à la phase d'activation qui précède l'appui (figure 11).

Figure 11-Patterns d'activation enregistrés au début et à la fin de l'exercice réalisé en côte pour un même sujet (VL et BF).

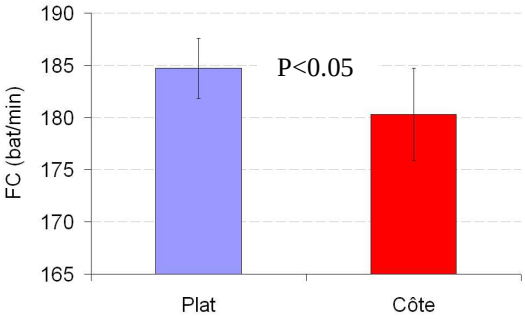


4.1.4 - Les données physiologiques

A - La fréquence cardiaque

La fréquence cardiaque maximale atteinte en côte (178.4 ± 5.6) est significativement inférieure à la fréquence cardiaque atteinte sur le plat (182.4 ± 7.3) comme le montre la figure 12.

Figure 12 – Fréquence cardiaque maximale sur le plat et en côte



B- Les données métaboliques

Aucune différence significative n'a été observée dans les valeurs de lactatémie (14.3 ± 1.2 et 14.6 ± 1.9 mmol.l^{-1}), par contre les valeurs de pH (7.03 ± 0.08 et 7.08 ± 0.07) observées respectivement en côtes et sur le plat s'avèrent significativement différentes.

Figure 13 – Valeurs maximales de lactatémie post-exercice (4 min)

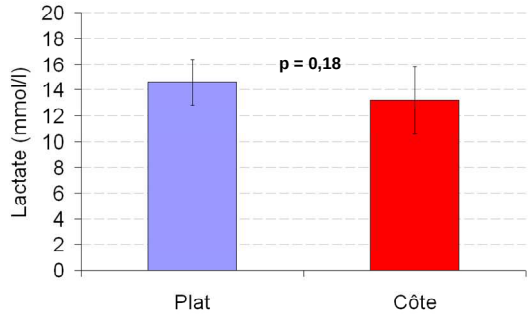
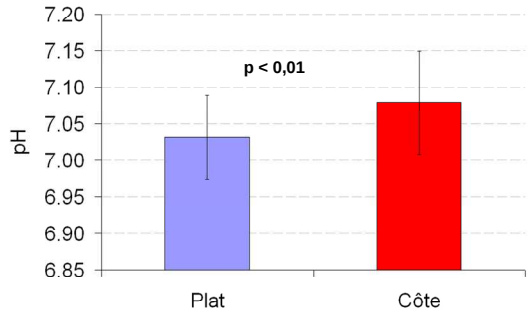
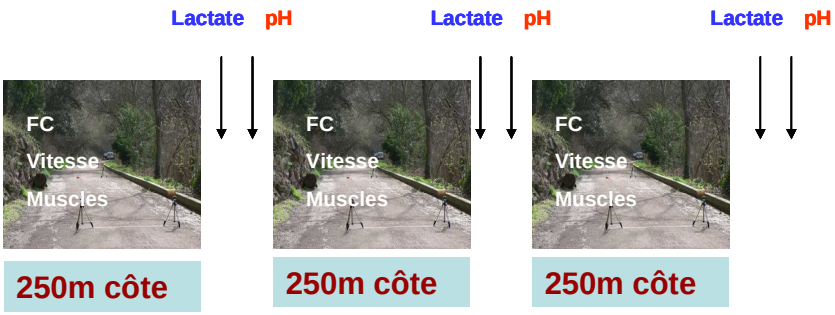


Figure 14 - Valeurs minimales de pH post-exercice (4 min)



4.2- Evolution des paramètres mécaniques et physiologiques au cours de la séance 4* 250m en côtes

Rappel du protocole :



Au cours de cette séance la qualité des signaux électromyographiques n'a pas permis de bénéficier de suffisamment de données pour analyser les résultats. Ceci peut s'expliquer par le fait que les athlètes, particulièrement épuisés s'allongeaient pendant les récupérations sans être en mesure de prendre des précautions relatives aux électrodes. De plus, la répétition des efforts a engendré une sudation suffisamment importante pour nuire au recueil du signal.

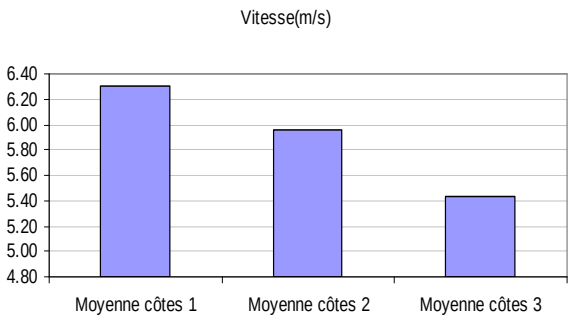
Les seuls résultats présentés sont donc l'évolution de la vitesse, de la fréquence cardiaque et les données métaboliques.

4.2.1 - La vitesse

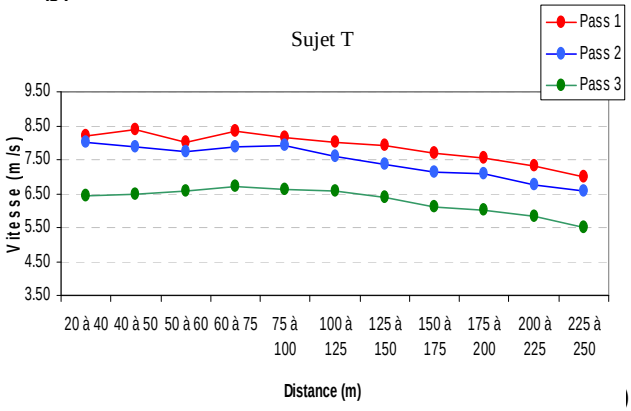
Que ce soit sur la figure 15a et 15b, il est possible de constater que la vitesse diminue au fur et à mesure des répétitions et que cette baisse s'accentue entre la seconde et troisième répétition. Certains athlètes n'ont pas été en mesure de repartir après la deuxième répétition. La figure 15b, représentative du groupe, permet également de remarquer que la vitesse du 3°250m est plus faible dès la mise en action.

Figure 15a et 15b – Evolution de la vitesse moyenne (a) et de la vitesse d'un sujet (b)

a)

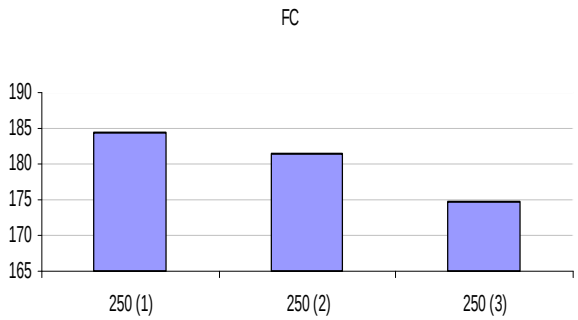


b)



La fréquence cardiaque moyenne de la) et diminue à chaque répétition.

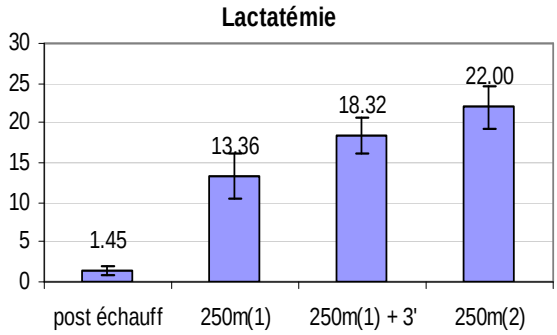
Figure 16 – Evolution de la fréquence cardiaque au cours de la séance



4.2.3 - Les paramètres métaboliques

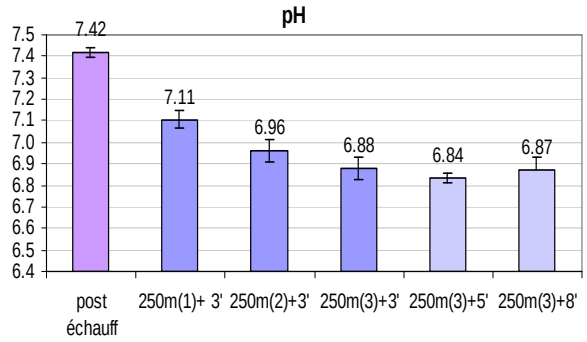
Selon la figure 17, la lactatémie augmente avec les répétitions, mais les delta : 12.15, 4.96, 3.68 mmol.l^{-1} diminue au cours de la séance.

Figure 17 – Evolution de la lactatémie au cours de la séance



Les différentes colonnes représentent les valeurs de lactatémie après l'échauffement et 3 min après la 1°, 2° et 3° répétition.

Figure 18 – Evolution du pH au cours de la séance et au cours de la récupération



Chaque colonne représente successivement le pH post-récupération (rose), 3 min après le 1° 250, le 2° 250, le 3° 250 (mauve foncé) puis 5 min et 8 min après le dernier 250m (mauve clair).

Les valeurs de pH représentées sur la figure 18 montrent une diminution progressive du pH au cours de la séance, les delta inter-distances diminuant au cours des répétions : 0.31, 0.15 puis 0.08. Enfin, il est à noter que la valeur de pH la plus faible est mise en évidence après 5 minutes de récupération.

5) Discussion

Les principaux résultats de cette étude ont montré que l'entraînement en côte à vitesse maximale diminuait la vitesse de course comparativement à la course sur le plat et ce du fait d'une diminution de l'amplitude et de la fréquence des foulées respectivement de 14.2 et 7.4 %. Le temps de contact est quant à lui augmenté et ce principalement par une augmentation du temps de poussée.

Les paramètres cinématiques sont aussi modifiés : l'angle du genou pendant le poser, l'angle de la hanche quand le pied est sous la hanche et l'amplitude articulaire du genou et de la hanche pendant le temps de contact sont réduits pendant la course en côte ce qui peut se résumer ainsi : les membres inférieurs sont plus fléchis pendant la course en côte.

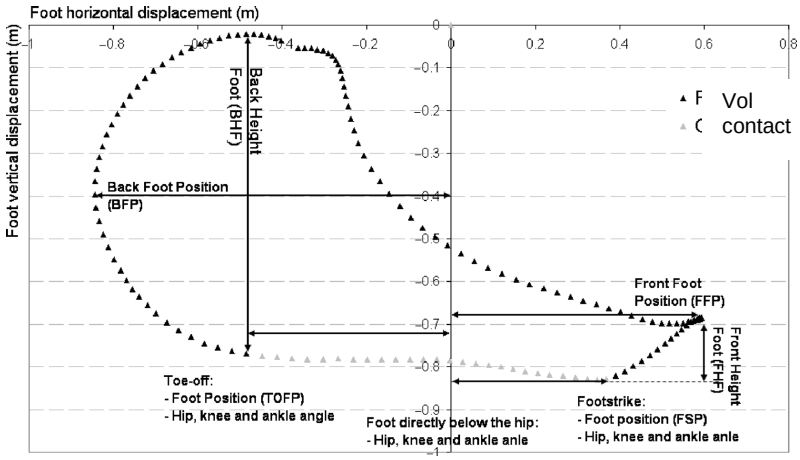
Cependant, les variations de la cinématique de la foulée n'implique pas de grandes modifications de la poulaine (trajet du pied autour du point de la hanche fixé. En ce qui concerne les activations musculaires, les résultats les plus novateurs sont les diminutions pendant la course en côte de la RMS du Semi-Tendinosis (S-T) et du Biceps Femoris (BF) pendant la phase de contact et de la moindre activation du Vastus Lateralis (VL) au cours de la phase concentrique. Les activations des autres muscles restent comparables dans les deux situations.

5.1- Cinématique de la foulée

Nos données montrent que comparativement à la course sur le plat, le travail en côte induit une diminution de 4% de l'angle du genou pendant le poser, une diminution de 15% de l'angle de la hanche quand le pied est sous la hanche et 38 et 17M de diminution de l'amplitude articulaire du genou et de la hanche pendant la phase de freinage. Il peut être noté que ces données sont obtenues à partir d'un échantillon limité puisque seulement un cycle complet peut être analysé (une seule caméra rapide avec recul limité dans les côtes). Néanmoins, ces résultats sont similaires à ceux obtenus par Paradis et Cooke (2001) qui ont montré une diminution de l'angle du tronc, de la cuisse et de la jambe au cours de la phase de freinage.

Dans cette étude, ces modifications ont induit une diminution significative de 22.5% de la position de la pose du pied par rapport à la verticale de la hanche (FSP) lors du sprint en côtes. Contrairement à ces auteurs, nous n'avons pas observé de diminution de FSP, malgré la diminution des angles de la hanche et du genou. Cette différence peut-être attribuée à la méthode de calcul de FSP. Paradisis et Cooke on calculé la distance entre la pose du pied et la projection verticale du centre de masse et non pas la projection verticale de la hanche (comme nous l'avons fait dans la présente étude).

Figure 19 – Trajet du pied autour de la hanche



De plus, l'augmentation de 17% du temps de contact au cours de la course en côte observée dans la présente étude est bien plus grande que elle de 3% rapportée par Paradis et Cooke. Cette différence pourrait être attribuée par une pente plus faible de la côte utilisée par ces auteurs (3 contre 5.4% dans la présente étude).

La pente plus faible utilisée par Paradis et Cooke a pu induire une plus faible diminution de vitesse en côte que celle observée dans notre étude. En effet, le temps de contact étant inversement proportionnel à la vitesse de course (Dillman, 1975), on peut attendre une augmentation du temps de contact avec la réduction de la vitesse. Ainsi, un léger changement dans le % de pente peut avoir une influence majeure à la fois sur le temps de contact et la vitesse de course. De ce fait, il semble que les coachs et les athlètes doivent être attentifs au choix de la pente pour les séances d'entraînement.

Sur le terrain, le sprint sur surfaces inclinées est souvent utilisé comme une forme de développement spécifique de la force et de la puissance et s'avère considéré par certains entraîneurs comme une charge d'entraînement pour le sprint vers l'avant plus spécifique que celle atteinte par d'autres formes de développement telles que la musculation.

Considérant la diminution de la vitesse maximale et la diminution du temps de contact, il n'est pas évident qu'il existe un transfert possible de l'entraînement en côte vers la performance sur le plat.

L'augmentation du temps de poussée en côte s'avère un résultat intéressant malgré que l'amplitude soit inférieure comparativement au plat. De ce fait, la part relative accrue en côte de la phase de propulsion et l'augmentation de la résistance associée à la pente peut être une « sur-charge » pour les muscles qui assurent la propulsion pendant la poussée.

5.2- Activités musculaires

La diminution de la Root Mean Square (RMS) pour le BF et le ST au cours de la phase de contact associée avec celle du VL durant la phase concentrique de l'appui ne concorde pas avec l'hypothèse précédemment énoncée d'augmentation de la sollicitation musculaire au cours de la phase de poussée.

Dans le but de comparer les vitesses similaires pendant des courses réalisées en côte et sur le plat, Gottshall et Kram (2005) ont montré qu'au cours de la réalisation de course en côte, les forces verticales et horizontales pendant la phase de freinage étaient inférieures alors que les forces horizontales enregistrées lors de la phase propulsive de l'appui étaient supérieures.

Cette dernière augmentation était associée à un temps de poussée supérieur et un pic de poussée plus important. De ce fait, l'augmentation de la poussée (sur le plan horizontal) permettait aux sujets de maintenir une vitesse comparable sur le plat et en côte. Cependant, dans notre étude, le fait que la vitesse de course a diminué entre la course sur le plat et en côte pourrait être associé à une diminution de la poussée. Par conséquence, le temps de poussée étant plus long pour une impulsion identique, il apparaît raisonnable de supposer que le pic et/ou la moyenne de l'impulsion sur l'horizontal est inférieur pendant la course en côte. Par voie de conséquence, la diminution de la RMS du BF et du ST au cours de la phase de contact peut être en partie associée avec la diminution de la force pendant la phase de propulsion.

Cependant, l'augmentation du temps de poussée pourrait aussi conduire à un augmentation du temps d'activation du BF et du ST ce qui est confirmé par la stabilité de l'EMG intégré (iEMG) de ces deux muscles pendant le contact et pendant la phase de poussée. Ainsi, durant la phase de poussée le BF et le ST pourraient être moins activés, comme le montre la RMS mesurée pendant la phase d'appui mais pendant plus longtemps. Ceci étant dit, il manque le gluteus maximus (GM) et les autres chefs des ischios pour compléter pleinement cette analyse. De nouvelles expérimentations sont nécessaires pour étudier plus avant le niveau, la durée et les coordinations des autres muscles du membre inférieur. Considérant les différentes phases de la foulée, la diminution de l'activité du BF et du ST pendant la phase de contact n'est pas en accord avec les études antérieures montrant une activation musculaire égale ou supérieure des extenseurs de la hanche en côte (Sloniger et al 1997a et b, Swanson et Caldwell 2000). Ces divergences pourraient s'expliquer par les différences de vitesse atteintes dans les études considérées. Comme précédemment mentionné, les vitesses de course rapportées dans ces études furent obtenues à la même vitesse absolue en côte et sur le plat alors que dans notre expérimentation basée sur des efforts maximaux dans les deux situations, la vitesse inférieure en côte comparativement à la situation sur le

plat, peut expliquer ces diminution du niveau d'activation du BF et du ST (Montgomery et al 1994, Kyrolaïnen 1999, 2005, Hanon et al 2005).

Au cours du cycle de la foulée, le VL est activée sur le mode concentrique à la fin de la phase de suspension et sur le mode excentrique au début de la phase de contact (Montgomery et al 1994, Kyrolaïnen et al 1995, Hanon et al, 2005). La fonction majeure du VL au cours e la course est d'étendre le genou pendant la fin du swing et probablement de stabiliser la patella (rotule) (Montgomery et al 1994). Ainsi, il a été montré que l'activité du VL avant l'extension maximale de la jambe diminuait avec la vitesse de course (Montgomery et al 1994, Kyrolaïnen et al 1999). Notre étude confirme cette observation montrant que la RMS du VL diminue de 35% en phase concentrique en côte.

De plus, la diminution de l'activité du VL pourrait être associée avec la diminution de l'extension de la jambe et l'angle inférieur du genou pendant l'appui en côte.

Il est à noter que toutes les différences mentionnées aussi bien dans les paramètres cinématiques que dans les activations musculaires semblent davantage liées à la différence de vitesse qu'à la présence de la pente. De ce fait, d'autres études seront nécessaires pour mieux comprendre les relations entre la cinématique de la course, l'activité musculaire, la vitesse de course et la pente pour fournir des arguments nécessaires pour comprendre si les changements observés sont dus à la pente du terrain ou aux changements de vitesse qui en découlent. Ceci étant dit, on peut noter que malgré une diminution de la vitesse de course en côte, l'activité des autres muscles reste comparable à l'activité observée sur le plat. Selon Mann et Sprague 1980, Mero et al 1992, le Ga est même activé davantage en côte pendant la phase de poussée. Dans la présente étude la différence entre l'activation du Ga en côte et sur le plat n'atteint pas le seuil de significativité (P=0.15).

L'évolution des niveaux d'activation musculaire entre le début et la fin des exercices réalisés sur le plat et en côte apporte également des informations sur l'intérêt potentiel du travail en côte. De manière générale, notre étude montre que l'activité des muscles augmente entre le début et la fin de la course aussi bien sur le plat que dans la côte. Cette évolution dans la fatigue est différente d'étude réalisée au cours d'efforts plus longs pendant lesquels les sujets sont capables d'accélérer lors de la fin d'épreuve (Paavolainen et al1999 , Nummela et al 2008) et pour lesquels une diminution de l'activité musculaire au cours des phases de pré activation et de contact a pu être observée. Néanmoins, ils sont conformes aux résultats présentés par Nummela et al 1992, 1994 au cours d'efforts supra maximaux tels que le 400. En effet, ces auteurs observent une augmentation globale de l'activité musculaire en fin de course et ce dans toutes les phases de la foulée.

Dans notre étude, l'augmentation de l'activité musculaire dans la fatigue est plus importante que sur le plat pour une partie des muscles étudiés (Sol, GM, VL). Une des explications

possibles pourrait être le fait que la vitesse chute moins dans les côtes comparativement au plat (ainsi que tous les paramètres sous-jacents :-11% d'amplitude dans les côtes contre -28% sur le plat). Ainsi l'augmentation plus importante de l'activité musculaire de ces muscles en côte pourrait être le résultat cumulé de la fatigue et d'une activation musculaire liée à la vitesse qui chute moins sans que nous soyons en mesure de distinguer ces deux paramètres. Il faut se rappeler que le % de la côte est légèrement inférieur dans sa partie haute comparativement au début de la côte.

Il est à noter que le niveau de pré activation du VL est augmenté dans la fatigue. Ceci semble contradictoire avec les données recueillies en fin de 5000m pour lesquelles l'augmentation du temps de contact est corrélée avec la diminution de la pré activation (Nummela et al 2008). Néanmoins, ces résultats confirment les données recueillies sur 400m (Nummela et al 1994) pendant lequel a été observée une augmentation de l'AEMG (moyenne de tous les muscles) en phase de pré activation. Dans les deux cas, la diminution de la force enregistrée pendant le freinage observée en fin de course était significativement corrélée à l'augmentation (400m) ou la diminution (5000m) de la pré activation ce qui suggère des changements dans la régulation de la raideur sous l'effet de la fatigue.

Enfin, la diminution de l'activité du ST sur les fins de course sur le plat et en côte devient significative dans les côtes. Cette diminution se vérifie en côte et sur le plat et dans toutes les phases de la foulée. Elle s'accompagne de celle, non significative mais observées chez tous les sujets, du BF sur le plat dans toutes les phases de la foulée (P=0.15) et en côte uniquement pendant la phase de vol. Ces résultats sont apparemment contradictoires avec ceux de Nummela obtenus sur 400m. Néanmoins, il faut souligner que les auteurs de cette étude présentent la moyenne de tous les muscles sans les différencier et que nous basons nos résultats sur la RMS et non sur l'AEMG (moyenne de l'EMG intégré). De plus, si au départ l'équipe finlandaise souhaitait étudier GA, BF, VL et RF, il s'avère que les résultats finaux ne sont basés que sur Ga et VL et n'intègrent donc plus le BF. De même, pour ces mêmes auteurs dans l'étude de 1994, l'activité EMG (moyenne iEMG sur GA, VL, BF, RF) augmente de façon non significative (à l'exception du RF) entre le 20 m submax réalisé à la vitesse du début de 400 et la fin du 400m dans toutes les phases de la foulée et particulièrement dans la phase de freinage. Nos résultats obtenus sur les ischios seuls, ne confirment pas ces études puisqu'en effet, l'activité du ST notamment ainsi que celle du BF diminuent en fin d'effort en côte. Ce résultat semblerait cohérent avec l'augmentation et la diminution respective des composantes verticales et horizontales de la foulée dans la fatigue. Ainsi, les conséquences de la fatigue cumuleraient avec les conséquences de l'effet de la pente, aboutissant ainsi à une diminution accrue de l'activité des ischios jambiers.

Encore une fois, l'activation de certains muscles montre de fortes différences inter-individuelles : certains sujets, pour qui l'activité du TA était supérieure en côte comparativement au plat, montrent une diminution de l'activité du TA dans la fatigue et ce aussi bien en côte que sur le plat. Il serait intéressant à l'avenir d'évaluer plus finement chez ces athlètes le niveau de force du TA. De même pour le Sol dont l'activité avec la fatigue peut diminuer ou non selon les sujets.

5.3- Paramètres métaboliques

Aux vitesses maximales utilisées dans les deux conditions, la dépense énergétique (estimée à partir de la fréquence cardiaque et de la lactatémie) n'est pas supérieure en côte comparativement au plat. Ces résultats sont contradictoires avec ceux d'études antérieures réalisées à des vitesses absolues identiques mais confirment ceux de Foricher et al (2003) réalisés dans le même contexte méthodologique. De plus, il est à souligner que la valeur de pH recueillie après le 300m plat est inférieure à celle mesurée après le 250m côte pour une durée d'exercice identique et un investissement également maximal. Il semble donc qu'au plan énergétique l'effet additionnel de la pente ne compense pas l'effet de la vitesse qui diminue.

5.4- Pourquoi utilise-t-on l'entraînement en côte ?

Contrairement à nos hypothèses, l'activité neuromusculaire de certains muscles des membres inférieurs est inférieure en côte comparativement au plat. De ce point de vue, il est donc possible de dire que l'effet additionnel de la pente ne compense pas totalement les conséquences d'une moindre vitesse même si pour certains sujets et certains muscles, il y a un effet de la pente sur l'activité de certains muscles (Ga, Sol, TA).

Quels intérêts les entraîneurs peuvent-ils néanmoins attendre du travail en côte ?

Différentes hypothèses peuvent être avancées.

1) L'entraînement en côte reproduit du point de vue mécanique, les caractéristiques de la phase d'accélération en sprint : augmentation du temps de poussée notamment. Le temps disponible d'application des forces et par voie de conséquence la production d'impulsions propulsives importantes peuvent amener une augmentation de ces dernières lors de chaque foulée dans la phase initial d'un sprint sur le plat. **Il est d'ailleurs à noter une augmentation de l'activité du Ga pendant l'appui (P = 0.15)**.

2) **La diminution de l'activité des ischios en côte** peut s'avérer un élément protecteur de ces derniers. La fréquence des blessures aux ischios (longue portion) chez les sprinteurs associée au travail à grande vitesse est bien décrite et sujette à des rechutes régulières, préjudiciables sur la carrière d'un sprinteur.

Le travail en côte permet donc un engagement maximal du coureur tout en induisant une activité moindre des ischios. Néanmoins, il faut préciser que de ce fait, **le travail à vitesse maximal en côte ne prépare pas les ischios au travail à vitesse maximal sur le plat**, induisant une transition risquée d'une forme de travail à l'autre.

3) La moindre sollicitation des ischios jambiers en côte et la diminution des forces verticales à l'impact (moins de freinage du mouvement contraire) pourraient permettre une plus grande quantité de travail en côte.

4) La séance 3*250m en côte induit des niveaux de sollicitation du métabolisme anaérobie considérable comme en témoigne les valeurs de lactatémie mais surtout de pH recueillies 5 min après la dernière répétition (6.84 $\pm$ 0.02 en moyenne). Néanmoins, cette séance n'ayant pas été conduite sur le plat, nous ne sommes pas en mesure de comparer avec une séance de même structure réalisée sur le plat.

En conclusion, le sprint en côte induit une diminution de la vitesse d'exécution et conduit à de nombreuses modifications du pattern de la foulée : diminution de l'amplitude et de la fréquence des foulées, augmentation du temps de poussée, membres inférieurs davantage fléchis en côte. Concernant l'activation musculaire, les principales conclusions concernent la diminution de la RMS du ST et du BF au cours de la phase de contact, du VL au cours de sa phase concentrique et une augmentation non significative mais observée chez tous les sujets du Ga pendant l'appui. Ces résultats suggèrent que le travail en côte pourrait être bénéfique à la performance **au cours de la phase d'accélération spécifique du début d'un sprint** et pourrait contribuer à réduire l'activité des ischio-jambiers lors d'entraînement de vitesse ou de reprise de blessure.

Enfin, la diminution des chocs sur la verticale associée à la diminution du freinage du mouvement contraire en côte est susceptible de minimiser la fatigue de la raideur du système ostéo-articulaire du coureur et permettre ainsi **une plus grande quantité de travail dans une même séance et/ou une meilleure récupération post-séance**.

6) Bibliographie

Bigland-Ritchie, B. EMG/force relations and fatigue of human volontary contractions. *Exer Sports Sci Rev* 9: 75-117,1981

Bigland-Ritchie, B., Johanson, R., Lippold, OCJ, Wood, JJ. Contractile speed and EMG changes during fatigue of sustained maximal voluntary contractions. *J Neurophysiol* 50: 313-25, 1983

Candau, R., A. Belli, G. Y. Millet, D. Georges, B. Barbier, and J. D. Rouillon. Energy cost and running mechanics during a treadmill run to voluntary exhaustion in humans. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*. 77:479-485, 1998.

Chapman, A.E., Hierarchy of changes induced by fatigue in sprinting. *Can J Appl Sci* 7: 116-122, 1982

Elliot, B. and T. Ackland. Biomechanical effects of fatigue on 10,000 meter running technique. *Res Q Exerc Sport*. 52:160-166, 1981.

Gollhofer, A., Komi, P.V., Miyashita. M., Aura, O. Fatigue during strech-shortening cycle exercises: changes in mechanical performance of human skeletal muscle *Int J Sports Med* 8: 71-78, 1987

Foricher, J.M., Bobeuf, F., Delamarche, P., Monnier, M., Zouhal, H. Evolution de la lactatémie lors d'une séance de sprint en côte et sur terrain plat chez des spécialistes de sprint long 2ème journée internationale des sciences du sport. Expertise et sport de haut-niveau, les cahiers de l'INSEP n°34, 2003.

Enoka, R. M. and D. G. Stuart. Neurobiology of muscle fatigue. *J Appl Physiol*. 72:1631-1648, 1992.

Gajer, B., Durey, A., Hanon, C., Thepaut-Mathieu, C. Stride evolution in an 800m race. Physical activity, sport and health. The 1996 international pre-olympic congress. 10-14 juillet Dallas Texas, 1996

Gottschall, J. S. and R. Kram. Ground reaction forces during downhill and uphill running. *J Biomech*. 38:445-452, 2005.

Gregor, R. J. and D. L. Costill. A comparison of the energy expenditure during positive and negative grade running. *J Sports Med Phys Fitness*. 13:248-252, 1973.

Hanon, C., C. Thepaut-Mathieu, C. Hausswirth, and J. M. Le Chevalier. Electromyogram as an indicator of neuromuscular fatigue during incremental exercise. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*. 78:315-323, 1998.

Hanon, C. Activité musculaire des membres inférieurs en course à pied sur le plat. *STAPS* 68:111-124, 2005

Hausswirth, C., J. Brisswalter, J. M. Vallier, D. Smith, and R. Lepers. Evolution of electromyographic signal, running economy, and perceived exertion during different prolonged exercises. *Int J Sports Med*. 21:429-436, 2000.

Horita, T., Ishiko T. Relationships between muscle lactate accumulation and surface EMG activities during isokinetic contractions in man. *Eur J Appl Physiol* 56: 18-23, 1987.

Klein, R. M., J. A. Potteiger, and C. J. Zebas. Metabolic and biomechanical variables of two incline conditions during distance running. *Med Sci Sports Exerc*. 29:1625-1630, 1997.

Kyrolainen, H., T. Pullinen, R. Candau, J. Avela, P. Huttunen, and P. V. Komi. Effects of marathon running on running economy and kinematics. *Eur J Appl Physiol*. 82:297-304, 2000.

Mc Clay, I., Lake, M., Cavagnah, P., Muscle activity in running. Chapitre 6 Biomechanics VA 165-186, 1990.

Mann, R. A., G. T. Moran, and S. E. Dougherty. Comparative electromyography of the lower extremity in jogging, running, and sprinting. *Am J Sports Med*. 14:501-510, 1986.

Mero,A., Peltola E. Neural activité fatigued and non-fatigued conditions of short and long sprint running. *Biol Sport* 6: 43-53, 1989.

Montgomery, W. H., 3rd, M. Pink, and J. Perry. Electromyographic analysis of hip and knee musculature during running. *Am J Sports Med*. 22:272-278, 1994.

Nummela, A., T. Vuorimaa, and H. Rusko. Changes in force production, blood lactate and EMG activity in the 400-m sprint. *J Sports Sci*. 10:217-228, 1992. Paavolainen, Nummela, A,T and H. Rusko. Muscle power factors and VO2max as determinants of horizontal and uphill running performance. *Scand J Med Sci Sports*. 10:286-291, 2000.

Sloniger, M. A., K. J. Cureton, B. M. Prior, and E. M. Evans. Anaerobic capacity and muscle activation during horizontal and uphill running. *J Appl Physiol*. 83:262-269, 1997.

Sloniger, M. A., K. J. Cureton, B. M. Prior, and E. M. Evans. Lower extremity muscle activation during horizontal and uphill running. *J Appl Physiol*. 83:2073-2079, 1997.

Staab, J. S., J. W. Agnew, and S. F. Siconolfi. Metabolic and performance responses to uphill and downhill running in distance runners. *Med Sci Sports Exerc*. 24:124-127, 1992.

Wank, V., U. Frick, and D. Schmidtbleicher. Kinematics and electromyography of lower limb muscles in overground and treadmill running. *Int J Sports Med*. 19:455-461, 1998.

Williams, K.R., Snow, R., Agruss, C. Changes in distance running kinematics with fatigue *Int J Sport Biomechanics* 7: 138-162, 1991

7- Annexes

7.1- Article Medicine Science Sports Exercice

(Impact Factor: 2.909 , Rank: 5th of 71)

Elite long sprint running: a comparison between incline and level training sessions

Med Sci Sports Exerc. 2008 Jun;40(6):1155-62.

Jean SLAWINSKI[1,2], Sylvain DOREL[1], François HUG[1,3], Antoine COUTURIER[1], Valentin FOURNEL[1], Jean-Benoit MORIN[4], and Christine HANON[1]

[1] French National Institute of sports (INSEP), Laboratory of biomecanics and physiology - 11 Tremblay Avenue, 75012 PARIS, France.

[2] Team Lagardère, 26 Général Sarrail Avenue 75016 PARIS, FRANCE.

[3] University of Nantes, Nantes Atlantic Universities, Laboratory of Motricity, Interactions, Performance (JE 2438), Nantes, F-44000, France.

[2] University of Saint Etienne - Research Unit PPEH, Faculty of Medicine - 15 Ambroise Paré street 42023 Saint-Etienne Cedex 2, France.

Corresponding author: Hanon Christine

Adress for correspondance: C Hanon

Laboratory of biomechanics and physiology

INSEP

11, avenue du Tremblay

75012-PARIS, France

Tel: 0033 1 41 74 43 57

Fax: 00 33 1 41 74 45 35

e-mail : christine.hanon@insep.fr

Abstract

Purpose: We compared incline and level training sessions as usually employed in elite 400m runners through stride kinematics and muscular activity measurements.

Methods: Nine highly trained 400m runners (international and French national level) performed two maximal velocity sprints: 1) 300-m on level ground (LEV) and 2) 250-m on an incline ground (INC) characterized by a

mean grade of 5.4 ± 0.7 %. Kinematics (250 Hz) and electromyography parameters (Root Mean Square and Integrated EMG) were analysed (over 40 to 50 m phases).

Results: INC induced a decrease in running velocity compared to LEV (6.28 ± 0.38 vs 7.56 ± 0.38 $m.s^{-1}$) explained by a reduction in stride length (-14.2 %), stride rate (-7.4 %) and an increase in push-off time (+26.4 %). Kinematics analysis indicated that the lower limbs were more flexed during INC running. Concerning the level of lower limb muscles activity, the major findings pointed out the decrease in RMS for *semi-tendinosus* and *biceps femoris* muscles during the contact phase and for *vastus lateralis* during its concentric phase. However, iEMG of both *semi-tendinosus* and *biceps femoris* muscles remained constant during both contact and push-off phases.

Conclusion: Our results are clearly different from previous studies, carried out at similar absolute velocities in both LEV and INC conditions, which was not the case in this study. The lower running velocity marking INC running was associated with a decrease in hamstrings activation. Trainers should particularly take into account this lower level of hamstrings muscles activation during INC maximal sprint.

Keys-words: maximal velocity running, kinematics, EMG, athletics training

INTRODUCTION

It has been widely accepted by coaches that incline (INC) sprint training could improve level (LEV) running performance. Indeed, training methods intending to improve sprint performance have included INC running sessions performed at high velocities (3). Although these training sessions are designed to enhance muscular loading applied to the hip, knee and ankle extensors (4), it has not been well demonstrated whether INC sprint training could be effective for LEV running performance.

From a mechanical point of view, during INC running, lower limb muscles should generate additional net mechanical work to increase the potential energy of the body. The greater demand for mechanical work as the slope increases might be met by an increase in power output at all joints, or only a subset of joints. Using inverse dynamics, Roberts and Belliveau (20) demonstrated that the increase in work output with increasing slope resulted from increases in net work done at the hip level, while the knee and ankle kept on producing similar work outputs at all slopes. These authors made the hypothesis that this additional work may be developed by hip extensor muscles such as *gluteus maximus*, *biceps femoris* or *semi- tendinosus* (16).

The hypothesis according to which a greater work is produced by the hip extensor muscles during incline running was tested using Magnetic Resonance Imaging (MRI), (21, 22). The results of these studies have shown a greater total lower limb muscles activation during INC running compared to LEV treadmill running with similar activations of the hip extensors (21, 22). However, this technique only gives an indirect indication of muscles global activity level and does not allow a precise comparison between muscles (11). In contrast, by means of surface electromyography measurements (EMG) Swanson and Caldwell (23) reported higher activation levels of the hip extensors during incline treadmill running at a slope of 30 % and a velocity of 4.5 $m.s^{-1}$, when compared to level running under similar conditions.

All the protocols carried out in the previously mentioned studies were performed on treadmills at different grades and aimed to compare exercises performed in INC and LEV conditions at the same absolute submaximal velocity (e.g 4.5 $m.s^{-1}$ in both LEV and INC running (23)). However, training sessions of elite athletes are performed in field conditions (on a track or a road) and at higher running velocities, i.e. somewhat far from these standard non-maximal lab conditions. Furthermore, no information is available concerning the mechanical and neuromuscular parameters in such all-out running conditions. Moreover, the activity of lower limbs muscles and several kinematic parameters showed systematic changes between overground and treadmill running (18). In light of this specificity of overground running conditions, and of the highly particular adaptations to maximal running velocity induced by sprinting compared to high-but-not-maximal velocities, we thought a comparison of biomechanical and neuromuscular parameters measured during exercises performed both in field conditions and

at a similar relative maximal intensity could be of great importance for coaches in order to better understand the specific adaptations occurring during such INC training exercises.

Therefore, the purpose of this study is to document, in elite level athletes, the effects of INC maximal sprint running performed during a training session, on mechanical and neuromuscular parameters. INC running, compared to LEV running, was expected to induce an increase in the activation of the hip extensors and to alter stride and hip kinematics.

METHODS

Subjects and experimental protocol

Nine highly trained 400-m runners, eight women and one man, all members of the French national team, gave their written informed consent to participate in the study. Their age, body mass, height and personal record on 400-m were 25.9 ± 4.2 years, 59.9 ± 7.8 kg, 171.0 ± 5.4 cm and 55.51 ± 1.61 s respectively for the women and 21 years, 77 kg, 184 cm and 46.51 s for the man. This study conforms with the recommendations of the Declaration of Helsinki, and had been approved by the local Ethics Committee.

Two sprint conditions were examined: 1) 250-m INC running at maximal velocity and at a mean grade of 5.4 ± 0.7 % on an outdoor road, and 2) 300-m LEV running at maximal velocity on a standard synthetic indoor track. Different running distances were chosen in order to limit the difference in running time between both conditions. Indoor and outdoor tracks were chosen aiming to respect the training conditions of the athletes. After a typical warm-up, subjects performed the 300-m maximal LEV sprint followed by a 60 min recovery and the 250-m maximal INC sprint. The EMG activity from the *vastus lateralis* (VL), *gluteus maximus* (GM), *rectus femoris* (RF), *biceps femoris* (BF), *semi-tendinosus* (ST), *tibialis anterior* (TA), *gastrocnemius* (GA), and *soleus* (S) muscles was recorded during both running sessions. At the same time, contact (Tc) and flight times (Tf) were measured by means of FSR pressure sensors (Interlink, UK) taped on the insole of each shoe, facing the heel and the first metatarsal (big toe) regions. Each pair of sensors was connected in series allowing detection of the instants of heel-strike and toe-off and thus measurement of Tc and Tf for each step in field conditions, as earlier described (17). Kinematics of the left leg for one complete step were recorded by high-speed video. Because of the slope, the camera was placed 50-m after the starting line of LEV running and 40-m after that of INC running, in order to be located within the maximal velocity phase in both conditions.

Running velocity and step kinematics

Running velocity (in $m.s^{-1}$) was measured over the entire distance by photocells (Microgate, Bolzano, Italy) placed every 50-m. Step rate (SR in Hz) was calculated from Tc and Tf (in s) over 50 m (between 40 and 90 m

beyond the starting line). Step length (SL in m) was calculated over the same part of the sprint from running velocity and SR values.

The sagittal plane motion of seven retro-reflective markers defining the extremities of the foot, leg, thigh, and hip segments was recorded at 250 Hz using a Sony video camera (see Fig. 1 for details). The 2D coordinates of the markers were digitized using a Motion Analysis system (SIMI motion system, Unterschleissheim, Germany). After proper scaling, the raw coordinate data were smoothed with a 4 points moving average filter. One whole stride cycle (i.e. from one left foot strike to the next ipsilateral foot strike) was analysed for each condition (LEV and INC). During the contact phase, joint angles were calculated as the angles between adjacent segments (Fig. 1). Finite difference methods were used to calculate linear and angular velocity data for each segment. As described in Fig. 2, selected kinematic parameters at key moments in the gait cycle were calculated. The path diagram of the foot relatively to the reference point at the great trochanter allowed to calculate foot position, hip, knee and ankle angles at foot strike, foot directly under the hip and toe-off moments. The description of the different calculated kinematic parameters is presented in Fig. 2.

Electromyography

The electrical activity of eight lower limb muscles was monitored with pairs of surface Ag/AgCl electrodes (Blue sensor, Ambu®, Denmark) placed on the skin with a 2-cm inter-electrode distance. The electrodes were placed longitudinally with respect to the underlying muscle fibre arrangement and located according to recommendations by SENIAM (Surface EMG for Non-Invasive Assessment of Muscles) (10). Prior to electrode application, the skin was shaved and cleaned with alcohol in order to minimize impedance. The wires connected to the electrodes were well secured with tape to avoid movement-induced artefacts. Raw EMG signals were pre-amplified (gain 375) close to the electrodes, band pass filtered (8-500 Hz), amplified (ME6000P16 by Mega Electronics Ltd®, Finland), and analog-to-digital converted at a sampling rate of 1 kHz. The FSR sensors signal was recorded by the data logger of the ME6000 biomonitor, allowing temporal synchronization with EMG signals.

Raw EMG data were high-pass filtered at 20 Hz using a dual-pass, fourth-order Butterworth filter to eliminate possible movement artefacts. Muscular activity was quantified using the EMG signal recorded during the different phases of the stride. This signal was full wave rectified and the root mean square (RMS) computed by means of a 20 ms moving window. The EMG of each muscle was measured over 250 m for INC and 300 m for LEV running. From these recordings, five strides were analysed (from the 10^{th} to the 15^{th} stride after the start of the exercise, which corresponded to the passage of the runner in the shot of the camera). The data from these five

strides were averaged in order to obtain a mean RMS envelope for each muscle (fig. 3). Then, the RMS of contact and flight phases were calculated for each muscle. During the contact, RMS of braking and push-off phases was calculated. Further, RMS of monoarticular muscles (S and VL) was also calculated over concentric and eccentric phases of the contact, which were determined from changes in knee and hip joints angles obtained from video analysis. Lastly, iEMG was also calculated for each of the aforementioned conditions.

Statistics

Descriptive statistics were calculated for the selected kinematic, foot motion pattern and EMG values. All data are presented as means plus or minus standard deviations. After a normality test, a Wilcoxon test was used to test the main effect of running condition on each parameter. All significant differences reported are at $p \leq 0.05$ unless otherwise noted.

RESULTS

Running velocity and step kinematics

Subjects reached a significantly lower velocity in INC condition (7.56 ± 0.41 vs 6.28 ± 0.38 $m.s^{-1}$). This lower velocity was associated with significantly lower SR and SL in the INC condition than in the LEV condition (table 1). The absolute Tc was longer during INC condition compared to LEV condition, which was associated with an increase in push-off time (+26.4 %, table 1). Tf was not different between INC and LEV.

All the results concerning kinematics are presented in table 1. Compared to LEV, INC induced several significant ($p \leq 0.05$) changes in stance kinematics: a lower FFP, a lower FHF, a higher knee flexion at footstrike and a higher hip flexion when the foot is directly below the hip (table 1). In other words, lower limbs were more flexed during contact in INC running. When focusing on the braking phase only, the range of motion (ROM) of the knee in INC condition is smaller than in LEV condition. However, during the push-off phase no difference was observed in ROM between INC and LEV conditions (table 1).

EMG activity over the five averaged strides

The EMG signal of GM could not be analysed because too much noise was recorded on this specific channel for a part of the subjects. The analysis of the five averaged strides showed that among all muscles, RMS values of only BF and ST were lower in INC compared to LEV running (182.8 ± 100.1 vs 226.4 ± 129.8 mV for BF and 176.3 ± 102.4 vs 207.2 ± 120.8 mV for ST; $p = 0.10$ and $p = 0.12$). No difference was observed in RMS or iEMG for all the other muscles studied.

EMG activity during contact and flight phases

A lower RMS value was found for BF and ST during the contact phase in INC compared to LEV condition (fig. 4A). However, iEMG of both muscles was not significantly lower in INC condition (31.5 ± 19.5 vs 23.8 ± 14.8; $p = 0.09$ and 24.5 ± 18.6 vs 17.8 ± 14.6; $p = 0.07$ for BF and ST, respectively). During the flight phase, RMS of BF and ST was not significantly different between LEV and INC running. Only RMS of VL was significantly lower in INC condition (fig. 4B). The iEMG of the VL was also significantly lower (35.2 ± 30.7 vs 25.7 ± 21.8; $p < 0.05$).

EMG activity during braking and push-off phases

The analysis of the braking and push-off phases during contact showed no significant difference in RMS between LEV and INC for all muscles (fig 4C, D). Only the RMS of BF during push-off was slightly (but not significantly) lower in INC running (261.0 ± 199.7 vs 167.4 ± 143.9 mV; $p = 0.08$; fig. 4D). No significant differences were observed in iEMG during these phases.

EMG activity during concentric and eccentric phases (monoarticular muscles)

During the concentric phase of the VL, the RMS was lower in INC than in LEV running condition (57.9 ± 62.0 vs 70.2 ± 65.1 mV; $p \leq 0.05$). A similar tendency was also observed for the SOL (163.8 ± 47.8 vs 237.1 ± 86.5mV; $p = 0.08$).

DISCUSSION

The results of this study showed that INC sprint running induced a decrease in running velocity caused by a decrease in both SL and SR (14.2 and 7.4 %, respectively) and a 26.4 % increase in push-off time. Kinematic parameters were also modified: the knee angle at foot strike, the hip angle when the foot is directly below the hip and the ROM of the knee and the ankle during contact were reduced in INC running. In other words, lower limbs were more flexed during INC running. However, the variation in kinematics did not induce large modifications of the foot path diagram. Concerning muscular activation, the major findings concern the decrease in RMS of ST and BF during contact and the decrease in that of VL during its concentric phase in INC sprint running. However, the level of neuromuscular activity of the other muscles studied remained similar between LEV and INC.

Step kinematics

Our data showed that, compared to level running, uphill sprint running induced a 4 % reduction in knee angle at foot strike, a 15 % reduction in hip angle when the foot is directly below the hip and 38 and 17 % reductions in the ROM of the knee and of the ankle respectively, during the braking phase. It should be noticed that these data were obtained from a limited data sample since only one complete stride cycle could be analyzed for each

condition (LEV and INC). That said, these results are similar to those obtained by Paradisis and Cooke (19) who have demonstrated a decrease in the trunk, shank and thigh angles during the braking phase. In the latter study, these modifications induced a significant 22.5 % decrease in foot strike position relatively to the vertical of the hip (FSP in our study) during uphill sprint running. Contrary to these authors, we did not observe any significant decrease in FSP, despite the decrease in both hip and knee angles. This discrepancy can be attributed to the method of FSP estimation used by Paradisis and Cooke who computed the distance between the foot and a line perpendicular to the running surface which was the vertical projection of the centre of mass at touch down and not that of the theoretical middle of the hip (as defined in the present study, i.e the great trochanter).

Furthermore, the 17 % increase in Tc during INC running observed in the present study is much larger than that of 3 % previously reported by Paradisis and Cooke (19). This difference could be attributed to the lower slope used by these authors (3 % vs 5.4% in the present study). The lower slope used by Paradisis and Cooke induced a lower decrease in running velocity during INC than that observed in the present study. Indeed, Tc being inversely related to the running velocity (5), one could have expected an increase in Tc with decreasing velocity. Thus, a slight change in the slope seems to have a great influence on both running velocity and Tc. Therefore, it seems that coaches and athletes have to be very careful when choosing the slope during INC sprint running training sessions.

On the field, sprinting on incline surfaces is often used as a form of specific strength and power training that is considered by coaches providing a highly specific forward sprint training load, more specific than that reached through other forms of resistance exercise, such as weight training. Considering the decrease in maximal running velocity and the increase in Tc observed in the present study, it is not obvious that a positive transfer may occur from INC sprint training to horizontal LEV sprint performance. An interesting result is the increase in push-off time in INC condition although SL was shorter than in LEV condition. Indeed, the higher relative part of the propulsive phase during contact in uphill sprinting and the increase in resistance associated with the slope, may overload the muscles that contribute to the force production during push-off.

EMG

In contrast with the latter data, the decrease in RMS for BF and ST during the contact phase associated with the decrease in RMS for VL during its concentric phase, did not support the aforementioned hypothesis of an increase in muscular loading during the push-off phase. Aiming to compare similar velocities during INC and

LEV running, Gottshall and Kram (8) have shown that the normal (i. e. in the direction perpendicular to the ground) impact force and the parallel (i.e. in the direction parallel to the ground) braking impulse are lower and that the parallel propulsive impulse is higher during INC running. This increase was associated with a longer push-off time and a higher peak propulsive parallel force. As a consequence, the increase in propulsive parallel impulse allowed subjects to maintain a similar velocity during INC and LEV running. However, in our study, the fact that running velocity decreased during INC vs LEV running could be associated with a decrease in propulsive parallel impulse (8). Hence, push-off time being longer for an equivalent impulse, it seems reasonable to hypothesize that the peak and / or mean propulsive parallel force applied to the ground is lower during INC sprint running. As a consequence, the decrease in RMS of BF and ST during the contact phase may be partly associated with this decrease in propulsive parallel force. However, the increase in push-off time could also lead to an increase in the time of activation of BF and ST. This is confirmed by the stability of iEMG of both muscles during contact and push-off phase. Thus, during INC running, BF and ST could be less activated (as shown by the lower RMS values obtained during the contact phase), but over a longer time. That being said, *gluteus* muscles and the other heads of the hamstrings have to be considered to fully complete this comparison. Future studies could also examine the level and timing of the other lower limb muscles activation.

Considering the different phases of the stride, the decrease in muscular activity of BF and ST during the contact phase is not in accordance with previous studies showing a similar or higher hip extensor muscles activation during INC running (21, 22, 23). These discrepancies could be explained by the different running velocities reached. As previously mentioned, the running velocities reported in these studies were set at the same value during LEV and INC running. In the present study, which was based on all-out efforts, the lower maximal running velocity during INC (compared to LEV) could explain the decrease in muscular activity of BF and ST (9, 12, 13, 16).

During the stride cycle, VL is activated concentrically at the end of the flight phase and eccentrically at the beginning of the contact phase (9, 12, 16). The major function of VL during running is to extend the knee during the terminal swing and to possibly stabilize the patella (16). Thus, the activity of VL before maximal front leg extension has been demonstrated to decrease as a function of running velocity (12, 16). The present results confirm this observation showing that during its concentric phase the RMS of VL decreases by 35 % in INC condition. Moreover, the decrease in VL activity could be associated with the decrease in front leg extension and the lower knee angle at foot strike during INC running. All the aforementioned differences in kinematics and muscular activity levels seem to be more directly related to running velocity than to incline. As a matter of fact,

other studies should be undertaken to better understand the relationships between running kinematics, muscular activity, running velocity and incline, and to provide evidence-based arguments to figure out whether the changes observed are due to the slope of the terrain and / or to the changes in running velocity it induces, and to what extent.

That said, it is interesting to note that despite the decrease in running velocity in INC condition, the muscular activity of all other muscles remained similar to that measured in LEV sprint running, particularly concerning GA, which has been shown to be more activated during the push-off phase of LEV running (14, 15).

Why are INC sprint training sessions used?

Contrary to our hypothesis, the neuromuscular activity of some of the lower limb muscles recorded was lower in INC condition than in LEV sprint running. From a neuromuscular activity point of view, the increase in slope during a sprint running session did not compensate for the decrease in running velocity induced. At that point, a question remains to be answered: what is the rationale for coaches to use INC sprint training sessions?

Different hypotheses can be made considering the different adaptations occurring during INC running. An explanation can be found in the mechanical similarity between INC running and the acceleration phase of a sprint (6, 7). Indeed, INC running induced an increased push-off time, an adaptation also observed during the acceleration phase of a sprint (15). Thus, it can be put forward that the increase in push-off time could be beneficial to performance during the acceleration phase of the sprint start, in that the longer time available for force application and hence high positive impulses production might lead to their increase at each step (at least during the onset of the sprint). A second explanation can be found in the decrease of hamstrings activity. Indeed, this decrease may have for consequence to protect the runner from hamstrings injuries. The high prevalence of hamstrings strains in sprinters traumatology is well documented and high velocity running is particularly associated with a risk of hamstrings injury (1, 2). These authors demonstrated that all subjects of a group of eighteen elite sprinters had been injured during competitive sprinting, and that the primary injuries were all located in the long head of BF muscle. Hamstrings injuries are often detrimental to the athlete, causing prolonged absence from competition and high rates of injury recurrence. Thus, it can be hypothesized that INC sprint running makes a maximal commitment of the runner possible, concomitantly inducing a lower level of hamstrings activity than that observed during LEV sprinting. On the one hand, that could lead to a decrease in the constraints applied to the hamstrings during training and hence partly prevent injuries. On the other hand, it can also be assumed that this decrease in hamstrings activity does not prepare this muscular group for the solicitation induced by LEV maximal running and especially during competitions. Therefore, INC sprint training

sessions could be coupled with LEV sprint training sessions in order to better prepare hamstrings to be maximally activated. Another explanation could be found regarding the amount of work. The decrease in hamstrings activity associated with the decrease in vertical impact force (8) could allow a greater amount of training load than in LEV running. To confirm this last hypothesis the effect of fatigue during INC sprint running remains to be investigated (personal data in process).

In conclusion, INC sprint running induced a decrease in running velocity, and led to numerous modifications of the running pattern. Step kinematics were modified, with decreasing SL and SR, push-off time increased and the lower limbs were more flexed during INC running. Concerning muscular activation, the major findings concerned the whole decrease in RMS for ST and BF **during the contact** phase and in RMS for VL during its concentric phase. Hamstrings muscles were less activated but for a longer time during contact. These results suggest that INC sprint running could be beneficial to performance over the specific acceleration phase of a sprint start and to help reducing the hamstrings level of activation during maximal sprint session.

Acknowledgments

The authors gratefully acknowledge the French Athletics Federation and the French Ministry of Sport for their financial support.

References

1. ASKLING, C. M., M. TENGVAR, T. SAARTOK, AND A. THORSTENSSON. Acute first-time hamstring strains during high-speed running: a longitudinal study including clinical and magnetic resonance imaging findings. Am J Sports Med. 35:197-206, 2007.

2. CHUMANOV, E., B. HEIDERSCHEIT, AND D. THELEN. The effect of speed and influence of individual muscles on hamstring mechanics during the swing phase of sprinting. J Biomech. doi: 10.1016/j.biomech.2007.05.026, 2007.

3. COSTILL, D. A scientific approach to distance running. Tafnews Pr ed: Ed Los Atos, CA: Track and field News, 1979, 128.

4. DELECLUSE, C., H. VAN COPPENOLLE, E. WILLEMS, M. VAN LEEMPUTTE, R. DIELS, AND M. GORIS. Influence of high-resistance and high-velocity training on sprint performance. Med Sci Sports Exerc. 27:1203-1209, 1995.

5. DILLMAN, C. J. Kinematic analyses of running. Exerc Sport Sci Rev. 3:193-218, 1975.

6. DI PRAMPERO, P. E., S. FUSI, AND G. ANTONUTTO. Of sprint running or running uphill? J Physiol. 543P:198, 2002.

7. DI PRAMPERO, P. E., S. FUSI, L. SEPULCRI, J. B. MORIN, A. BELLI, AND G. ANTONUTTO. Sprint running: a new energetic approach. J Exp Biol. 208:2809-2816, 2005.

8. GOTTSCHALL, J. S. AND R. KRAM. Ground reaction forces during downhill and uphill running. J Biomech. 38:445-452, 2005.

9. HANON, C., C. THEPAUT-MATHIEU, AND H. VANDEWALLE. Determination of muscular fatigue in elite runners. Eur J Appl Physiol. 94:118-125, 2005.

10. HERMENS, H. J., B. FRERIKS, C. DISSELHORST-KLUG, AND G. RAU. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. J Electromyogr Kinesiol. 10:361-374, 2000.

11. HUG, F., T. MARQUESTE, Y. LE FUR, P. J. COZZONE, L. GRELOT, AND D. BENDAHAN. Selective training-induced thigh muscles hypertrophy in professional road cyclists. Eur J Appl Physiol. 97:591-597, 2006.

12. KYROLAINEN, H., J. AVELA, AND P. V. KOMI. Changes in muscle activity with increasing running speed. J Sports Sci. 23:1101-1109, 2005.

13. KYRÖLÄINEN, H., P. V. KOMI, AND A. BELLI. Changes in muscle activity patterns and kinetics with increasing running speed. J Strength Cond Res. 13:400 - 406, 1999.

14. MANN, R. AND P. SPRAGUE. A kinetic analysis of the ground leg during sprint running. Res Q Exerc Sport. 51:334-348, 1980.

15. MERO, A., P. V. KOMI, AND R. J. GREGOR. Biomechanics of sprint running. A review. Sports Med. 13:376-392, 1992.

16. MONTGOMERY, W. H., 3RD, M. PINK, AND J. PERRY. Electromyographic analysis of hip and knee musculature during running. Am J Sports Med. 22:272-278, 1994.

17. MORIN, J. B., T. JEANNIN, B. CHEVALLIER, AND A. BELLI. Spring-mass model characteristics during sprint running: correlation with performance and fatigue-induced changes. Int J Sports Med. 27:158-165, 2006.

18. NIGG, B. M., R. W. DE BOER, AND V. FISHER. A kinematic comparison of overground and treadmill running. Med Sci Sports Exerc. 27:98-105, 1995.

19. PARADISIS, G. P. AND C. B. COOKE. Kinematic and postural characteristics of sprint running on sloping surfaces. J Sports Sci. 19:149-159, 2001.

20. ROBERTS, T. J. AND R. A. BELLIVEAU. Sources of mechanical power for uphill running in humans. J Exp Biol. 208:1963-1970, 2005.

21. SLONIGER, M. A., K. J. CURETON, B. M. PRIOR, AND E. M. EVANS. Prior, and E. M. Evans. Anaerobic capacity and muscle activation during horizontal and uphill running. J Appl Physiol. 83:262-269, 1997.

22. SLONIGER, M. A., K. J. CURETON, B. M. PRIOR, AND E. M. EVANS. Lower extremity muscle activation during horizontal and uphill running. J Appl Physiol. 83:2073-2079, 1997.

23. SWANSON, S. C. AND G. E. CALDWELL. An integrated biomechanical analysis of high speed incline and level treadmill running. Med Sci Sports Exerc. 32:1146-1155, 2000.

Figure 1: Convention used for the calculation of the three joint angles from markers coordinates of the different segments: foot (from the 5th metatarsal to the posterior surface of the calcaneus), shank (from the lateral malleolus to the lateral femoral epicondyl), thigh (from the femur lateral epicondyl to the great trochanter) and hip (from the anterior superior iliac spine to the posterior superior iliac spine).

Figure 2: Typical path diagram of the foot relatively to the hip during LEG running. This path diagram is plotted using the 2D coordinates of the 5th metatarsal and the great trochanter reference points. Black and grey points represent the 5th metatarsal during flight and contact phases, respectively.

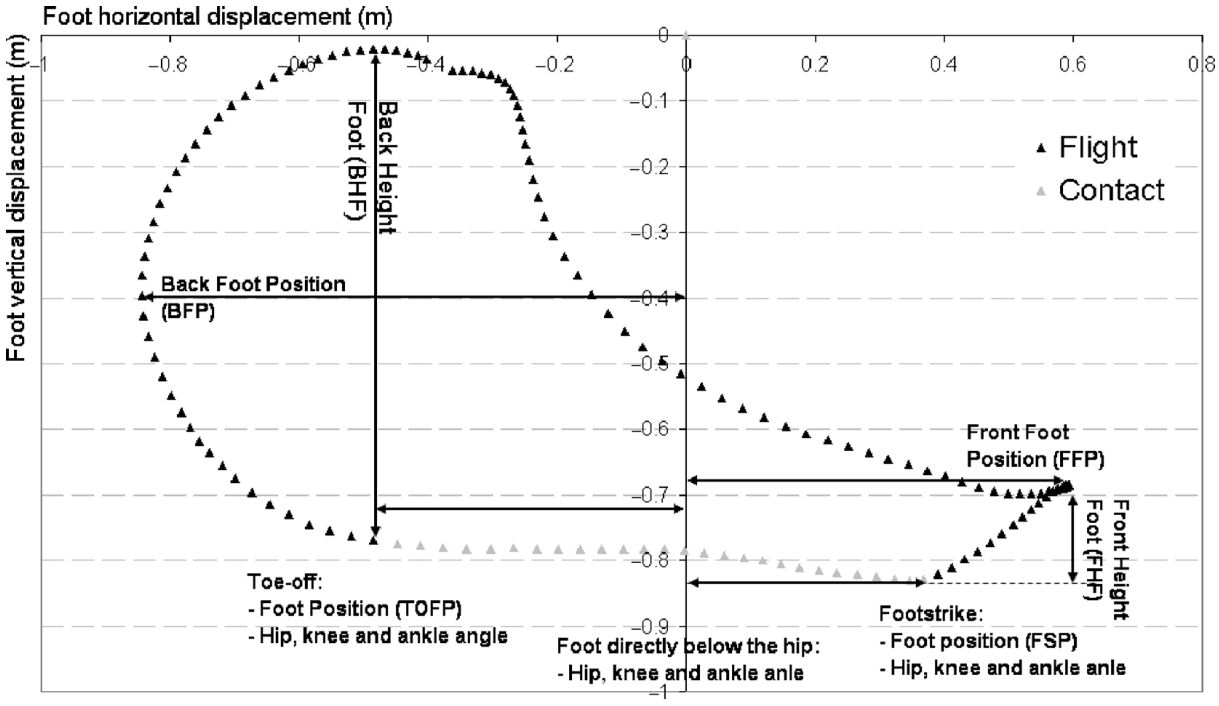
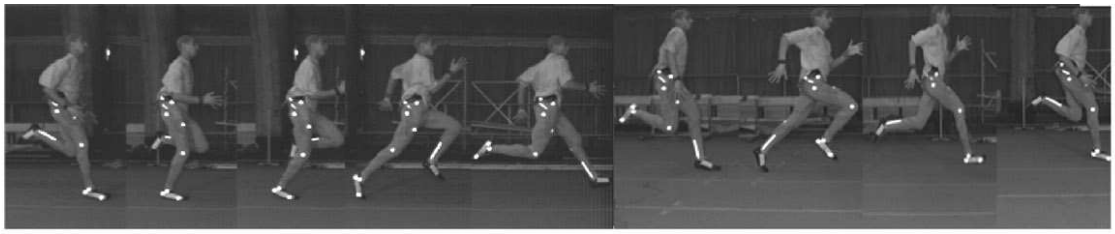
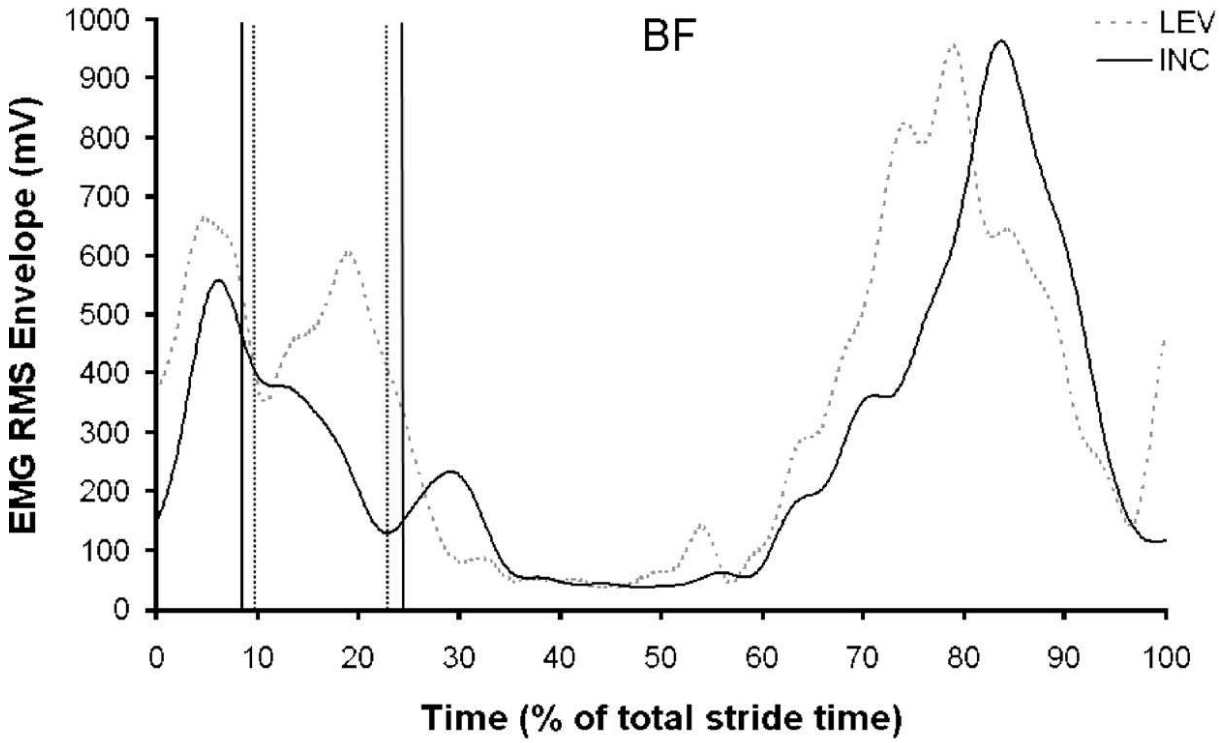


Figure 3: Activity patterns of the *biceps femoris* (BF) and *semi tendinosus* (ST) muscles during incline (INC, solid line) and level running (LEV, dotted line) obtained for a typical subject. Five strides were averaged to obtain this RMS envelope. The beginning of the averaging corresponds to the foot strike moment and the end corresponds to the end of the stride (next foot strike of the same leg). The first series of vertical lines correspond to the end of the braking phase in INC (solid line) and LEV (dotted line) conditions. The second series of vertical lines correspond to the end of the push-off phase in INC (solid line) and LEV (dotted line) conditions.




BF
LEV
INC
EMG RMS Envelope (mV)
1000
900
800
700
600
500
400
300
200
100
0
0
10
20
30
40
50
60
70
80
90
100
Time (% of total stride time)

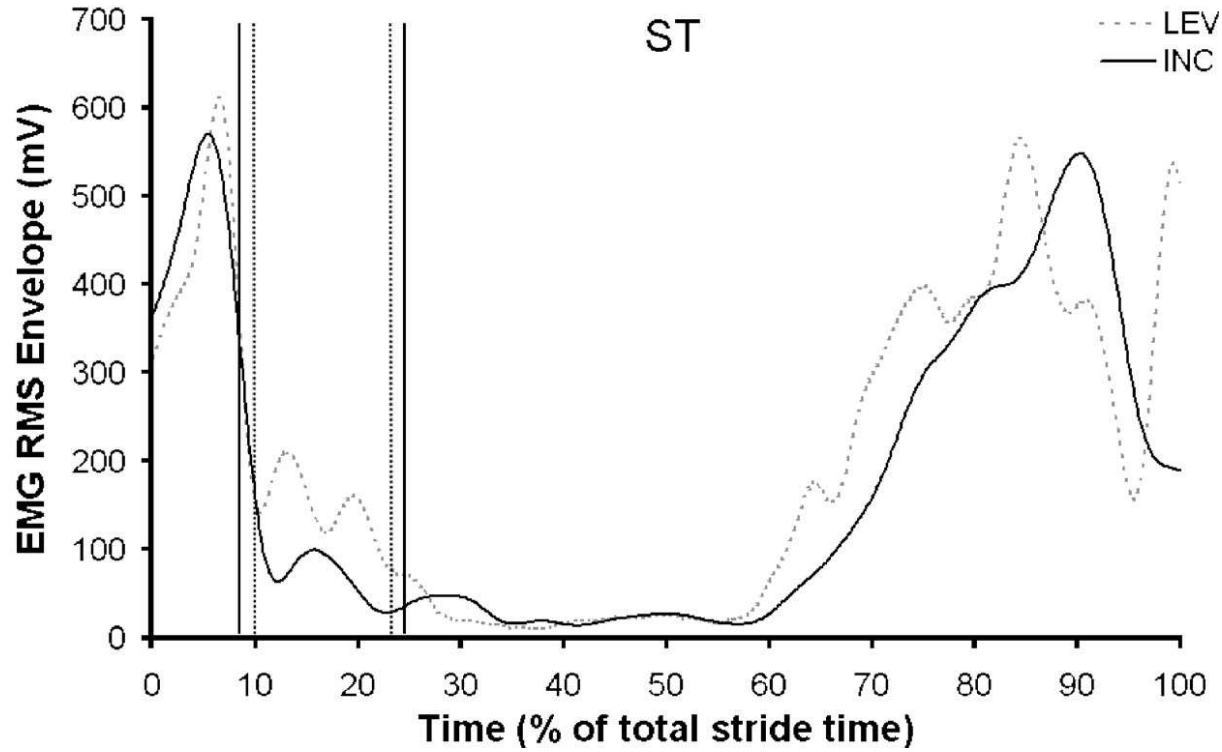
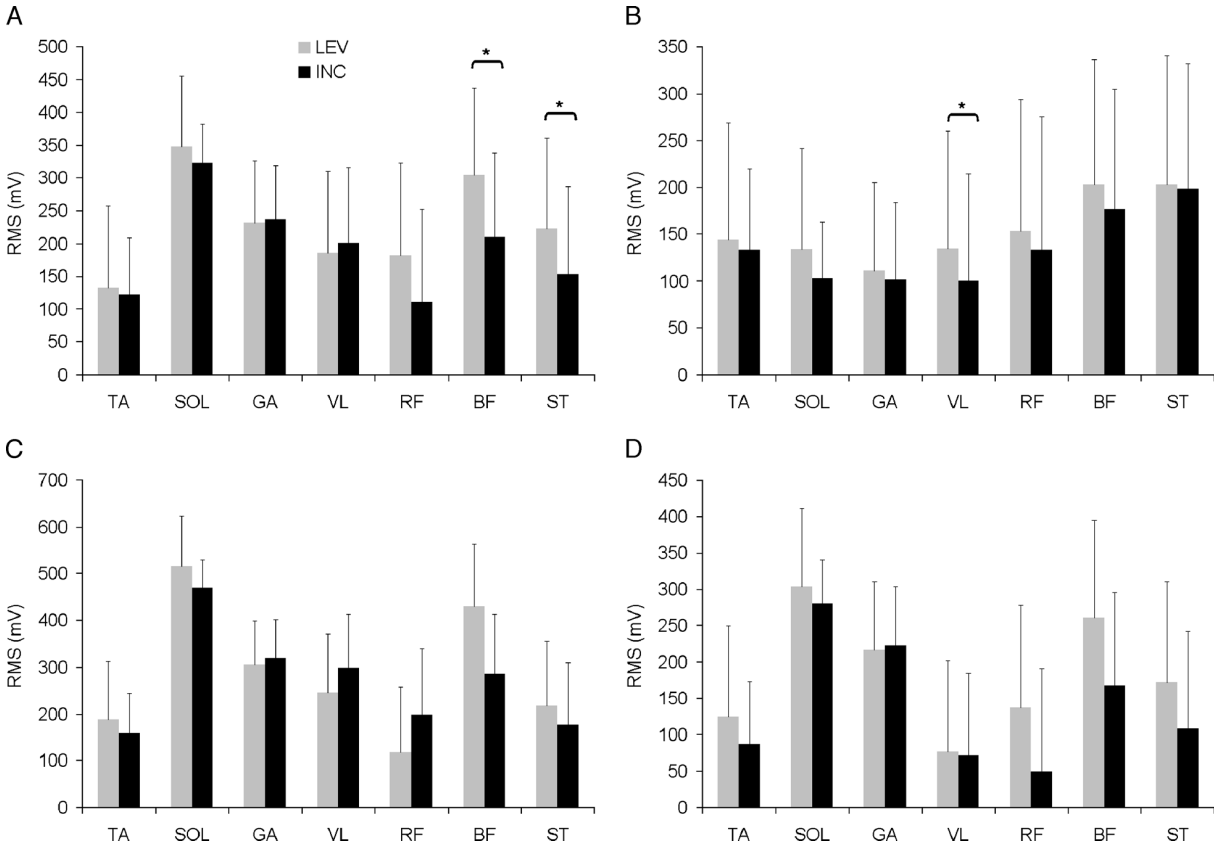

ST
LEV
INC
EMG RMS Envelope (mV)
700
600
500
400
300
200
100
0
0
10
20
30
40
50
60
70
80
90
100
Time (% of total stride time)

Figure 4: Differences in Root Mean Square (RMS) measured during contact (A), flight (B), braking (C) and push-off (D) phases during level (LEV) and incline (INC) running for the muscles studied: *vastus lateralis* (VL), *rectus femoris* (RF), *biceps femoris* (BF), *semi-tendinosus* (ST), *tibialis anterior* (TA), *gastrocnemius* (Ga), and *soleus* (S) (*: $p \leq 0.05$).



7.2 - Participation aux European Athletics Innovation Awards 2008 (Fédération européenne d'athlétisme)



Award Winners

Overall Award

"Hamstring Muscle Strain in Sprinters"
Carl Askling (SWE) and Alf Thorstensson (SWE)
Prize: 10,000 CHF

Category Winners

Coaching Category:
"Biomechanical Aspects of Training Means Selection in Track and Field Jumps"
Mikhail Shestakov (RUS)
Prize: 2,000 CHF

Promotion Category:
"The SPAR Athletics SPARK"
William Anderson (GBR)
Prize: 2,000 CHF

Technology Category:
No prize awarded.

Open Category:
"Hamstring Muscle Strain in Sprinters"
Carl Askling (SWE) and Alf Thorstensson (SWE)
Prize: 2,000 CHF

Honourable Mention

"Fatigue During a 5-km Running Time Trial"
Ari Tapani Nummela (FIN)
"Process Benchmarking & New Insights Into the Nature of Best Practice in Elite Sport System Management"
Nikolai Boehlke (GER)
"Effects of Ankle Angle Modifications on Vertical Jumps Performance and Muscular Activity: From Laboratory Conditions to Field Measurements"
David Bourgit (SUI), Behrouz Bayat (SUI), Guillaume Millet (FRA), Jörg Fuchslocher (SUI), Stéphane Maeder (SUI) and Raphaël Faiss (SUI)
"Physiological and Metabolic Characteristics Associated with the Preferred Transition Speed in Trained Race Walkers"
Gal Ziv (ISR) and Arie Rotstein (ISR)
"Elite Long Sprint Running: Field Study of Incline vs Level Performance"
Christine Hanon (FRA), Sylvan Dorel, Francois Hug (FRA), Antoine Couturier (FRA), Valentin, Fournel (FRA), Jean-Benoit Morin (FRA) and Jean Slawinski (FRA)
"Movemaker's Safe Sporting Equipment"
Tapio Korjus (FIN)
"Optimisation of Technique in Top-Level Athletes: Application of the ICC Psycho-Pedagogical Program"
Juri L. Hanin (FIN) and Muza Hanina (FIN)
"Dietary Intake and Anthropometry of Elite Spanish Athletes"
Guadalupe Garrido Pastor (ESP), Manuel Sillero Quintana (ESP), Amaia Garcia

Aparicio (ESP), Alica Canda Moreno (ESP), Susana Martinez Sanches (ESP

---

*E*UROPEAN *A*THLETICS *I*NNOVATION *A*WARDS 2008

ENTRY: ADDITIONAL REQUIREMENTS

We're very pleased to send you the additional information required to complete our entry: "**Elite long sprint running: field study of incline *vs* level performance**".
We are very pleased to see that the EAA is working on developing both scientific field and athletics, which is in a sense one of our concerns, as researchers and field elite coaches.

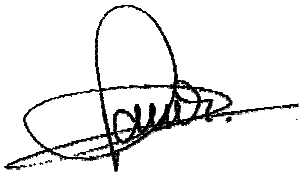
In this file you'll find in this order:

- Detailed CV and publications of the authors
- Photos and current addresses of the authors
- The required appropriate signed statements

Hoping that this project will come up to your expectations, and hoping that new collaborations between scientific and coaches teams could arise from the communication of scientific issues allowed by these awards process.

Sincerely yours, on behalf of the co-authors of this project

Christine Hanon and co-authors



CATEGORY OF SUBMISSION: **COACHING**

*E*UROPEAN *A*THLETICS *I*NNOVATION *A*WARDS 2008

ENTRY

We're very pleased to send you our entry:
"**Elite long sprint running: field study of incline *vs* level performance**".
We are very pleased to see that the EAA is working on developing both scientific field and athletics, which is in a sense one of our concerns, as researchers and field elite coaches.

In this entry you'll find in this order:

- A description of the project
- Pictures of the experimental protocol
- The recently published scientific article illustrating the project is attached as "Entry Appendix"
- Other elements are available in the file "Additional requirements"

Hoping that this project will come up to your expectations, and hoping that new collaborations between scientific and coaches teams could arise from the communication of scientific issues allowed by these awards process.

Sincerely yours, the co-authors of this project

CATEGORY OF SUBMISSION: **COACHING**

Elite long sprint running: field study of incline *vs* level performance

DESCRIPTION OF THE PROJECT

Introduction

Incline sprint training (INC) is frequently used in order to improve level (LEV) running performance. Athletics history has retained the names of famous athletes having used or currently using this type of training (H. Eliott, S. Coe, J. Kratochvilova, M. Baala, L. Doucouré …).

It has been widely accepted by coaches that incline (INC) sprint training could improve level (LEV) running performance. Indeed, training methods intending to improve sprint performance have included INC running sessions performed at high velocities. Nowadays, all top national runners (for instance French athletes) typically undertake once a week, over several months, training sessions based on near-maximal or maximal sprint repetitions. Although these training sessions are designed to enhance muscular loading applied to the hip, knee and ankle extensors, it has not been well demonstrated whether INC sprint training could be effective for LEV running performance. Numerous studies showed a greater total lower limb muscles activation during INC running compared to LEV treadmill running with similar activations of the hip extensors. However All the protocols carried out in the previously mentioned studies were *performed on treadmills* at different grades and aimed to compare exercises performed in INC and LEV conditions *at the same absolute submaximal velocity* (e.g: 4.5 $m.s^{-1}$ in both LEV and INC running). Training sessions of elite athletes are performed in field conditions (on a track or a road) and at higher running velocities, i.e. somewhat far from these standard non-maximal lab conditions. Furthermore, no information is available concerning the mechanical and neuromuscular parameters in such all-out running conditions. Moreover, the activity of lower limbs muscles and several kinematic parameters showed systematic changes between overground and treadmill running. INC running, compared to LEV running, was expected to induce an increase in the activation of the hip extensors and to alter stride and hip kinematics. Finally, the INC condition has been shown to increase the energetic cost of running (Paavolainen et al 2000). Contrary to Staab et al (1992) who observed that blood lactatemia [La] is greater in INC compared to LEV running, Foricher et al (2003) found that post-exercise [La] values were no significantly different between INC and LEV sprint sessions.

Therefore, the purpose of this study was to document, *in elite athletes*, the effects of INC maximal sprint running performed during a training session, on the main mechanical, neuromuscular and physiological parameters. The results of this study are expected to highlight the supposed positive impact of INC training on LEV performance and to help athletics coaches in their using of INC training sessions with more accuracy.

Methods

Nine highly trained 400-m runners, eight women and one man, all members of the French national team (personal record on 400-m: 55.51 ± 1.61 s for the women and 46.51 s for the man), performed two maximal sprints separated by 60 min of rest. The first was a 300-m level sprint running (LEV) performed on a standard synthetic indoor track and the second was a 250-m incline sprint (INC; mean grade of 5.4 ± 0.7 %) performed on an outdoor road. The muscular electro myographic activity (EMG) from the *vastus lateralis* (VL), *rectus femoris* (RF), *biceps femoris* (BF), *semi-tendinosus* (ST), *tibialis anterior* (TA), *gastrocnemius* (GA), and *soleus* (S) muscles was recorded during both running sessions. At the same time, contact (Tc) and flight times (Tf) were measured by two pressure sensors taped on the insole of each shoe. The sagittal plane motion of seven retro-reflective markers defining the

extremities of the foot, leg, thigh, and hip segments was recorded at 250 Hz using a Sony video camera (see images at the end of the entry). The 2D coordinates of the markers were digitized using a Motion Analysis system and selected kinematic parameters at key moments in the gait cycle were calculated. Running velocity was measured over the entire distance by photocells placed every 50-m, and using a radar (35 Hz, Stalker ATS, Radarsales, US) for the first 100-m. Step rate (SR) and step length (SL) was calculated from Tc and Tf over 50 m after the start. The heart rate was measured with a Polar (X-trainer +, Polar vantage, Finland). Blood samples were analysed from ear lobes before, at the end and 4 min after the end of each run in order to determine lactatemia (microzym-L analyser, SGI, France) and pH (ABL5, radiometer, Denmark).

Results

- *Running velocity and step kinematics*

Subjects reached a significantly lower velocity in INC condition (7.56 ± 0.41 vs 6.28 ± 0.38 $m.s^{-1}$). This lower velocity was associated with significantly lower SR and SL in the INC condition than in the LEV condition (table 1 of the paper). The absolute Tc was longer during INC condition compared to LEV condition, which was associated with an increase in push-off time (+26.4 %, table 1 of the paper). Tf was not different between INC and LEV. Concerning kinematics, lower limbs were more flexed during contact in INC running. When focusing on the braking phase only, the range of motion (ROM) of the knee in INC condition was smaller than in LEV condition. However, during the push-off phase no difference was observed in ROM between INC and LEV conditions.

- *Changes in EMG activity*

A lower RMS value was found for BF and ST during the contact phase in INC compared to LEV condition (fig. 4A of the paper). During the flight phase, only RMS of VL was significantly lower in INC condition (fig. 4B of the paper). The iEMG of the VL was also significantly lower (35.2 ± 30.7 vs 25.7 ± 21.8; $p < 0.05$). The analysis of the braking and push-off phases showed that the RMS of BF during push-off was slightly (but not significantly) lower in INC running (261.0 ± 199.7 vs 167.4 ± 143.9 mV; $p = 0.08$; fig. 4D of the paper). It could be noted (fig. 4A of the paper) that the Ga, Sol and Ta muscular activation was not different between INC and LEV training sprint sessions.

- *Physiological parameters*

Compared to LEV, the maximal heart rate was significantly lower during INC (respectively 178.4 ± 5.6 vs 182.4 ± 7.3 bpm; $p \leq 0.05$). No difference was observed in blood lactate between LEV and INC (14.3 ± 1.2 and 14.6 ± 1.9 $mmol.l^{-1}$) but the post-exercise pH values were significantly greater in INC conditions (7.03 ± 0.08 and 7.08 ± 0.07, $p<0.01$).

Discussion

To our knowledge, this was the first time a study proposed measurements of the kinematics and lower limb muscles activity *in a real condition of training in elite athlete*. INC sprint running induced a decrease in running velocity, and led to numerous modifications of the running pattern. Step kinematics were modified, with decreasing SL and SR, push-off time increased and the lower limbs were more flexed during INC running. Concerning muscular activation, the major findings concerned the whole decrease in RMS for ST and BF during the contact phase and in RMS for VL during its concentric phase. Hamstrings muscles were less activated but for a longer time during contact. These decreases in the activity of the hip extensors muscles during the contact phase did not support the aforementioned hypothesis of an increase in muscular loading during the push-off phase.

Furthermore, at these maximal velocities, the energy expenditure (as estimated through heart rate and blood lactate level) is not greater in INC compared to LEV condition, which is contradictory with previous studies realized at the same absolute velocity and confirm the results reported by Foricher et al (2003).

Conclusion

The main finding of this study is that INC sprint running induced a decrease in hamstrings activity although the muscular activation of Ga is not different. Furthermore, the increase in push-off time could be beneficial to performance during the acceleration phase of the sprint start, in that the longer time available for force application and hence high positive impulses production might lead to their increase at each step (at least during the onset of the print).

Recommendations

To give the basic outline of these results and based on the decrease in the activity of the hip extensors muscles during INC, it can be assumed that INC sprint running does not prepare this muscular group for the solicitation induced by LEV maximal running and especially during competitions. Therefore, INC sprint training sessions could be coupled with LEV sprint training sessions in order to better prepare hamstrings to be maximally activated. This is, in our opinion, an important development track in athletics (for events such as 100m, 200m, 400m, 400m hurdles).

Moreover, the knowledge of this same result could be beneficial to help reducing the hamstrings level of activation during maximal sprint session.

Hence, to sum up, when training after hamstring injuries implying a particular caution, the INC sessions are supposed to allow a fast running work and consequently energy expenditure close to that of a LEV session. Furthermore, the more flexed lower limbs during contact in INC running associated with a longer push-off time are supposed to reproduce the LEV technical patterns observed in fatigue conditions (particularly for middle-distance runners). So INC running sessions could help the runners to improve the push-off time in LEV fatigue conditions.

The national coaches involved in this experimental project have already reinvested these different results in such a way.

7.3 - Présentation aux entretiens de l'INSEP

Colloque national d'athlétisme - éclairage de la performance en athlétisme : comprendre pour mieux entraîner, entraîner pour mieux comprendre
24-25 novembre 2007

Présenté par C. Hanon aux entraîneurs d'Athlétisme



Sprint sur le plat et en côte: comparaison et analyse

Pôle Athlétisme de l'INSEP (Bruno Gajer, Guy Ontanon, Olivier Vallayes)

Laboratoire de Biomécanique et Physiologie (J. Slawinski, S. Dorel, F. Hug, A; Couturier, V. Fournier et C. Hanon) **Université St-Etienne:** JB Martin

Service médical: X. Sénégas, J. Garcia

Projet financé par le ministère de la santé, Jeunesse et des Sports

7. 4 – Participation au congrès scientifique international : Science for success II, 10,12 octobre 2007, Jÿvaskÿla, Finlande



INCLINE VERSUS LEVEL MAXIMAL SPRINT RUNNING IN ELITE ATHLETES

Hanon C[1], Slawinski J[1,2], Dorel S[1], Hug F[1,3], Couturier A[1], Fournel V[1], Garcia J [1], Senegas X[1]
[1] INSEP, France, [2] Team Lagardère, France, [3] Nantes University, France.

INTRODUCTION
Incline sprint training (INC) is currently used in order to improve level (LEV) running performance. The INC running has been shown to enhance muscular loading of the hip, knee and ankle extensors [1] and/or to increase the energetic cost [2]. Nevertheless, all the previous studies were performed at the same absolute and sub-maximal velocity in INC and LEV condition (e.g: 12 $km.h^{-1}$ in both situations). The purpose of this study was then to compare two maximal running training exercises realized in INC or LEV condition at the same relative velocity (maximal speed in both situations).

METHODS
Nine elite 400-m runners (25.3 ± 4.2 years; 61.4 ± 9.3 kg, 173.0 ± 6.6 cm and 55.51 ± 1.61 s for the women and 46.51 s for the man) volunteered for the study. Two running sprint sessions separated by a 60 min recovery were performed: 1) 300-m level running at maximal speed on an indoor track (LEV) and 2) 250-m incline running at maximal speed at 5.4 ± 0.7% grade (INC) on an outdoor road. The heart rate was measured with a polar (X-trainer +, polar vantage, Finland). Blood samples were analysed from ear lobes before, at the end and 4 min after the end of each run in order to determine lactatemia (microzym-L analyser, SGI, France) and pH (ABL5, radiometer, Denmark). The electromyographic (RMS) activity from the vastus lateralis (VL), rectus femoris (RF), biceps femoris (BF), semi-tendinosus (ST), tibialis anterior (TA), gastrocnemius (Ga), and soleus (S) was recorded from 40 to 90-m with a portable system (ME6000 biomonitor, Mega Electronics Ltd., Finland).

RESULTS
The subjects exhibited significantly lower velocity, step rate and step length in the INC (6.28 $\pm$ 0.38, 3.61 $\pm$ 0.11, 1.82 $\pm$ 0.14) compared to LEV condition (7.56 $\pm$ 0.41, 3.90 $\pm$ 0.15, 2.12 $\pm$ 0.13). The contact time due to increased push-off time was significantly greater in INC (0.137 $\pm$ 0.004) than in LEV condition (0.117 $\pm$ 0.006) although the flight time was similar. Compared to LEV, the maximal heart rate was significantly lower during INC (respectively 178.4 ± 5.6 vs 182.4 ± 7.3 bpm; $p \leq 0.05$). No difference was observed in blood lactate between LEV and INC (14.3 ± 1.2 and 14.6 ± 1.9 $mmol.l^{-1}$) and in pH (7.03 $\pm$ 0.08 and 7.08 $\pm$ 0.07). The muscular activation of the BF was significantly lower during INC running while the muscular activation of the other muscles was not different.

DISCUSSION
At these maximal velocities, the energy expenditure of the INC running is not greater than in LEV condition that is contradictory with previous studies which compared INC and LEV exercises realized at the same absolute velocity. The decrease in the BF activation (INC) could be explained by the decrease of the swing leg speed during the flight phase as previously demonstrated [3] and is not supposed to prepare sprint runners BF to LEV maximal velocity.

REFERENCES
1- Gottschall, J. S. and R. Kram (2005) *J Biomech*. 38:445-452
2- Kyrolainen, H., Pullinen T., Candau R., Avela J., Huttunen P., Komi P.V.(2000) *Eur J Appl Physiol*. 82:297-304
3- Paavolainen, L., A. Nummela, and H. Rusko (2000) *Scand J Med Sci Sports*. 10:286-291