

# **Contrôle postural et entraînement au tir à la carabine**

## **Postural control and training to carbine shooting**

P-M GAGEY \*, R DUDDE \*\*, B WEBER \*, V LEBLANC\*,

S & Ph VILLENEUVE\*

\* Institut de Posturologie, 20 rue du Rendez-vous 75012 PARIS

\*\* Fédération Française de Tir 38 rue Brunel 75017 PARIS

Correspondance avec P-M GAGEY

240 rue Saint-Jacques 75005 PARIS

Tél. (33~1 ou 01) 43 29 54 48

Cel. 06 67 96 43 53

e.mail [pmgagey@club-internet.fr](mailto:pmgagey@club-internet.fr)

Mots-Clés : Contrôle postural, Tir, Effet stroboscopique, Vitesse du centre de pression, Lakie & Loram

## Résumé

### **Contrôle postural et entraînement au tir à la carabine**

**But.** L'entraînement au tir à la carabine cherche à améliorer la stabilité du tireur. Y parvient-il ? Par quelle modification de la tactique du contrôle postural ?

**Matériel et méthodes.** Trois cohortes composées de sujets de niveaux d'entraînement différents, ont été constituées : 40 témoins naïfs, 38 'régionaux', 38 'nationaux'. Ils ont tous été enregistrés dans les mêmes conditions. L'analyse du signal a étudié : 1) les débattements de l'axe corporel, 2) Le paramètre Y, 3) l'écart type de la vitesse des déplacements du centre de pression. Cette vitesse a été analysée à différentes cadences stroboscopiques. L'analyse statistique a soumis les débattements de l'axe corporel à une analyse en composantes principales, puis une modélisation par ANOVA. La corrélation entre les paramètres Y et l'écart type de la vitesse a été modélisée par une régression linéaire pour chacune des cadences stroboscopiques.

**Résultats.** L'entraînement au tir à la carabine réduit significativement les débattements de l'axe corporel grâce à une modification de la tactique du contrôle postural. Les sujets 'nationaux' ne mobilisent plus leur centre de gravité par une rotation de leur axe corporel autour de l'axe des chevilles ; il est vraisemblable qu'ils mobilisent uniquement leur centre de pression pour ramener leur centre de gravité vers sa position moyenne.

**Conclusion.** Le modèle classique du pendule inversé pivotant autour des chevilles et stabilisé par les loges postérieures des jambes n'est pas l'unique modèle du contrôle postural. La stabilité posturale semble pouvoir être obtenue par les seuls mouvements du centre de pression.

## Introduction

Dès ses premiers essais, le tireur — à la carabine, l'arc ou au pistolet — découvre ses oscillations posturales et leurs effets perturbateurs sur sa ligne de mire... L'entraînement dans ces disciplines cherche donc à réduire l'importance de ces oscillations. Y arrive-t-il ? Et par quelles modifications des stratégies posturales ? Deux questions auxquelles ce travail tente de répondre en mesurant la stabilité de tireurs de niveaux différents pour suivre à travers le temps les effets de l'entraînement (Weber *et al.*, 2009)

L'analyse des mesures stabilométriques s'est focalisée sur les paramètres de position du centre de pression et de vitesse de ses mouvements dont on sait que non seulement ils décrivent les oscillations posturales mais encore qu'ils permettent d'entrevoir les stratégies sous-jacentes à leur contrôle.

On peut ainsi constater que tout au long de son entraînement, le tireur à la carabine diminue effectivement l'importance de ses oscillations posturales en modifiant considérablement la tactique de son contrôle postural. Selon le principe de Bernstein (1947), il réduit les degrés de liberté de son corps pour en parfaire la maîtrise et il utiliserait des boucles réflexes courtes, agissant sur les muscles du pied, pour réduire les délais de rétroaction de son système de contrôle.

## Matériel et Méthodes

### *Les cohortes*

Trois cohortes, regroupant chacune des tireurs d'un niveau de compétence différent, ont été constituées parmi les membres de la Fédération Française de Tir.

Ont été exclus les sujets présentant une pathologie organique ou un syndrome de déficience posturale, les sujets porteurs de verres correcteurs, de semelles de stimulation.

#### **La cohorte témoin**

La cohorte des «Témoins», comporte 20 hommes et 20 femmes, âgés de 20 à 35 ans, âge moyen  $28,8 \pm 5$  ans. Ces sujets ont été choisis parce qu'ils n'avaient subi aucun entraînement dans la discipline.

### **La cohorte des « Régionaux »**

La cohorte des « Régionaux » comporte 20 hommes et 18 femmes, âgés de 18 à 35 ans, âge moyen  $29,2 \pm 8,4$  ans. Ces sujets ont été choisis parce qu'ils étaient régulièrement sélectionnés pour des compétitions de niveau régional.

### **La cohorte des « Nationaux »**

La cohorte des « Nationaux » comporte 20 hommes et 18 femmes, âgés de 18 à 35 ans, âge moyen  $25,6 \pm 7,3$  ans, taille moyenne  $172,4 \pm 8,9$  cm, poids moyen  $69,7 \pm 13,7$  kg. Ces sujets ont été choisis parce qu'ils étaient régulièrement sélectionnés pour des compétitions de niveau national.

### ***L'équipement***

Les enregistrements stabilométriques ont tous été réalisés sur « Sabots de stabilométrie » de Ouaknine (Bourgeois et Ouaknine, 2002) qui enregistrent les mouvements du centre de pression de chacun des pieds et calcule la position du centre de pression résultant à partir de ces données.

La position de ces sabots peut soit reproduire la position standard adoptée par l'Association Française de Posturologie (AFP, 1985), soit être modifiée au gré de l'expérimentateur. Ces sabots sont équipés de jauges de contrainte montées en pont de Wheatstone (4 pour la partie avant et 4 pour la partie arrière). Avant quantification par un convertisseur AD (Analogique-digital) de 16 bits, le signal est filtré par un filtre passe-bas anti-repliement de 48 dB/octave, fréquence de coupure 20Hz. La résolution théorique, pour une plage de fonctionnement de 100kg par capteur, serait de  $100/65536 \approx 1,5$  gr, cependant, la résolution mécanique annoncée par le constructeur des capteurs est d'environ 3000 pas sur la pleine échelle qui est de 100kg. La précision ne sera donc pas meilleure que 33,33 grammes. Une quantification en 14 bits sur toute la plage de 100 kg est donc très suffisante. Dans ces conditions, pour une charge de 100kg également répartie sur les deux pieds, la résolution spatiale pour un écartement des pieds de 40 cm est d'environ 0,12 mm sur l'axe frontal ( $40\text{cm} \times 30\text{gr}/100\text{kg} = 0,12\text{mm}$ ). La durée des enregistrements a toujours été de 51,2 secondes, et la cadence d'échantillonnage de 40 Hz.

Le logiciel d'analyse du signal calcule les descripteurs conventionnels du mouvement des centres de pression sous chacun des pieds et du centre de pression global.

### *Situations d'enregistrement*

Les enregistrements ici présentés ont été réalisés yeux ouverts et yeux fermés, dans cet ordre, pieds en position standard (AFP, 1985). Les enregistrements se sont déroulés dans une pièce fermée. La cible visuelle, représentée par une pastille noire d'un diamètre de 15mm, était fixée sur un mur situé à 2 mètres du sujet, 1,60 mètre au-dessus du sol, alignée sur l'axe sagittal de la plate-forme. À droite de la plate-forme et à 2 mètres de distance, une surface vitrée avec rideau fermé. À gauche de la plate-forme et à 2 mètres de distance, un mur avec une porte.

### *Analyse du signal*

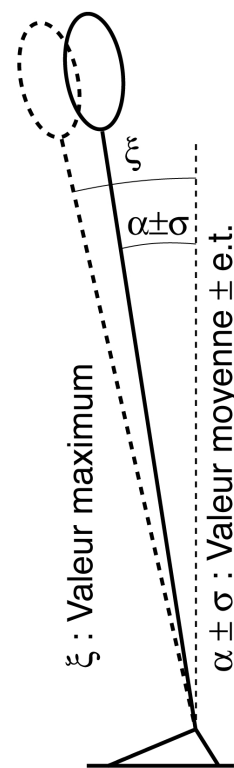
À partir des fichiers des coordonnées du centre de pression enregistrés à la cadence de 40Hz, pour chaque sujet et pour chaque enregistrement, ont été calculés l'angle  $\alpha$ , inclinaison moyenne du corps par rapport à la verticale, et son écart-type  $\sigma$ , ainsi que sa valeur maximum  $\xi$ , dans les plans sagittal et frontal (fig. 1).

À partir des mêmes fichiers, ont été calculés les paramètres Y-moyen (Y) et écart-type de la vitesse (ETV) des déplacements du centre de pression d'un point échantillonné à son successeur. Puis, pour utiliser l'effet stroboscopique dans l'analyse des phénomènes observés, le nombre de points du fichier a été diminué pour faire croître l'intervalle de temps entre deux positions successives du centre de pression, passant de 25 ms à 100, 150, 200, 300 et 800 millisecondes. Cette réduction du nombre de points ne doit pas être confondue avec un sous-échantillonnage à 10Hz; 6,7Hz; 5Hz; 3,3Hz; 1,25Hz.

Il ne s'agit pas d'une cadence d'échantillonnage mais cadence stroboscopique : les points supprimés ont été remplacés par leur moyenne. L'écart-type de la vitesse a été calculé pour chacune de ces cadences stroboscopiques.

### *Analyse statistique*

Une ANOVA à un facteur (Niveau de compétence) et trois variables aléatoires (Angles d'inclinaison du corps) a été réalisée sur les indications d'une analyse en composante principale des mêmes éléments.



Pour chaque cohorte et pour chaque cadence stroboscopique, la corrélation entre les deux variables aléatoires, Y et ETV, a été modélisée par une régression linéaire après avoir vérifié la normalité des distributions et l'absence de valeurs aberrantes ( $> m \pm 4\sigma$ ). Les variations des coefficients de corrélations, selon les cadences stroboscopiques, selon les situations YO et YF et selon les cohortes, ont été étudiées.

## Résultats

### Angle d'inclinaison du corps dans le plan sagittal

	Angle $\alpha$	Angle $\sigma$	Angle $\xi$
Témoins	$1,86^\circ \pm 0,84^\circ$	$0,23^\circ \pm 0,08^\circ$	$2,4^\circ \pm 0,86^\circ$
'Régionaux'	$1,63^\circ \pm 0,86^\circ$	$0,24^\circ \pm 0,1^\circ$	$2,16^\circ \pm 0,83^\circ$
'Nationaux'	$1,64^\circ \pm 0,85^\circ$	$*0,19^\circ \pm 0,06^\circ$	$2,12^\circ \pm 0,88^\circ$

TAB. I — Moyennes et écarts-types des distributions des angles d'inclinaison du corps par rapport à la verticale (plan sagittal, situation YO)

$\alpha$  : valeur moyenne ;  $\sigma$  : écart-type par rapport à cette moyenne ;  $\xi$  : Valeur maximum.

\*La différence de l'angle  $\sigma$  entre la cohorte témoin et la cohorte des 'Nationaux' est statistiquement significative ( $p < 0,05$ ).

### Angle d'inclinaison du corps dans le plan frontal

	Angle $\alpha$	Angle $\sigma$	Angle $\xi$
Témoins	$0,016^\circ \pm 0,5$	$0,17^\circ \pm 0,08$	$0,45^\circ \pm 0,48$
'Régionaux'	$0,009^\circ \pm 0,5$	$0,15^\circ \pm 0,05$	$0,39^\circ \pm 0,57$
'Nationaux'	$0,13^\circ \pm 0,5$	$*0,12^\circ \pm 0,06$	$0,32^\circ \pm 0,56$

TAB. II — Moyennes et écarts-types des distributions des angles d'inclinaison du corps par rapport à la verticale (plan frontal, situation YO)

$\alpha$  : valeur moyenne ;  $\sigma$  : écart-type par rapport à cette moyenne ;  $\xi$  : Valeur maximum.

\*La différence de l'angle  $\sigma$  entre la cohorte témoin et la cohorte des 'Nationaux' est statistiquement significative ( $p < 0,05$ ).

### **Régression linéaire entre les paramètres Y et ETV**

Plus la position moyenne du centre de pression selon l'axe antéro-postérieur se rapproche de l'axe des chevilles (position 0 environ sur la figure), plus l'écart-type de la vitesse augmente chez les témoins (fig. 2,A) et diminue chez les 'Nationaux' (fig.2, C), on constate une étape intermédiaire chez les 'Régionaux' (fig.2, B).

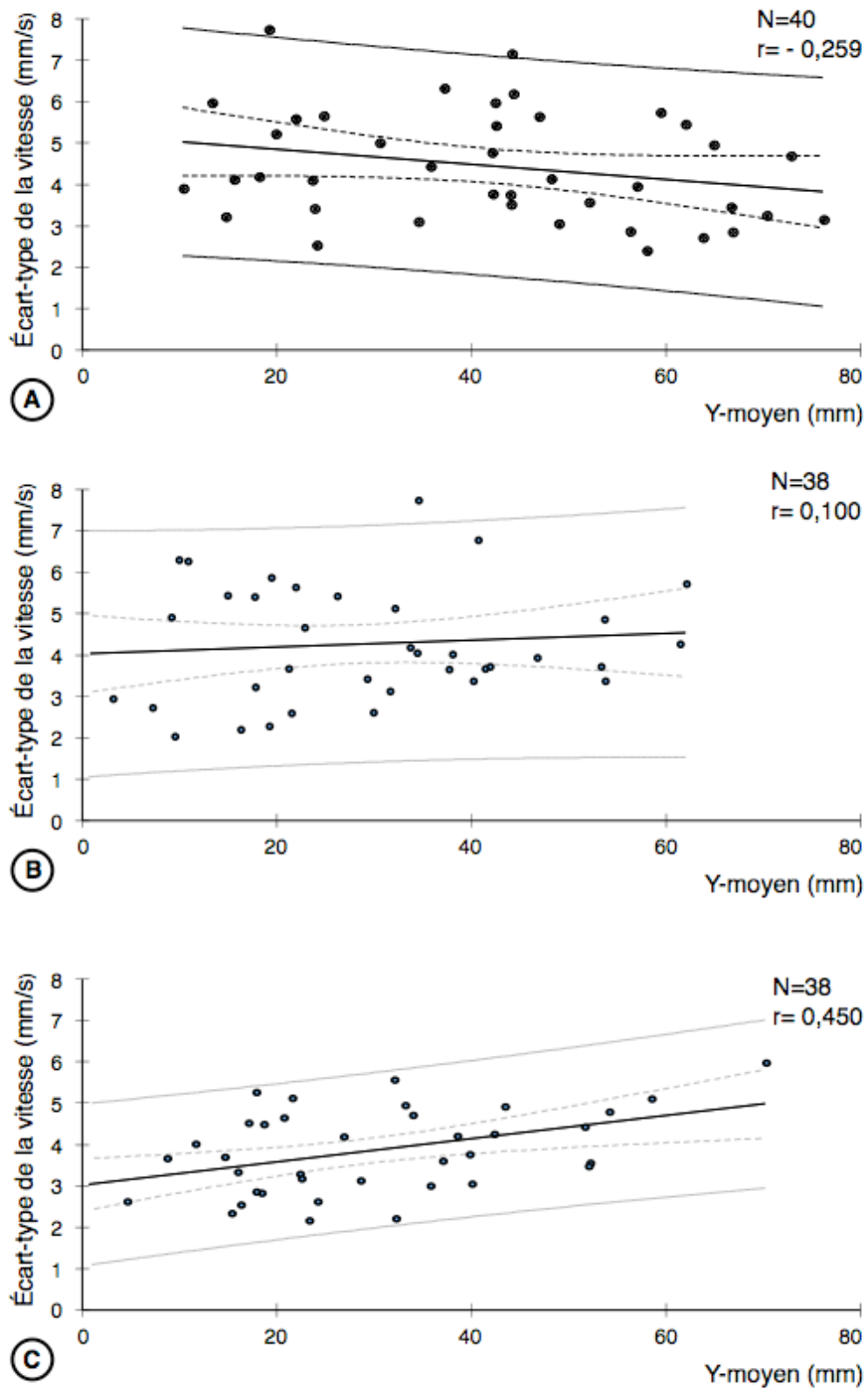


FIG.2 – Régression linéaire entre les variables Y et ETV dans la cohorte des témoins : A, des 'Régionaux' : B et des 'Nationaux' : C. Situation



yeux ouverts, cadence stroboscopique adaptée à chaque cohorte pour faire figurer la corrélation la plus forte.

### Effet stroboscopique

Le coefficient de corrélation entre les variables Y et ETV varie avec la cadence stroboscopique, avec le niveau de performance des tireurs et avec la situation visuelle (fig. 3 & 4)

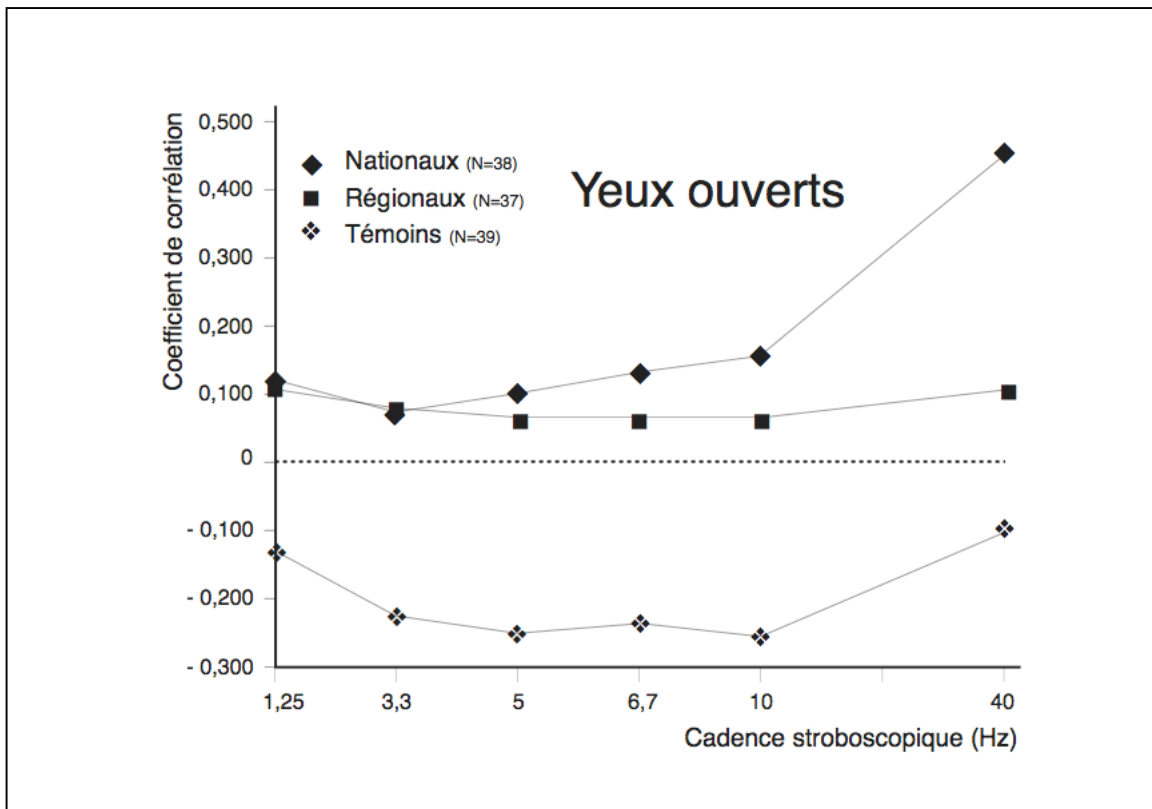


FIG.3 — Variations du coefficient de corrélation entre les variables Y et ETV en fonction du niveau d'entraînement et de la cadence stroboscopique. Situation Yeux ouverts.

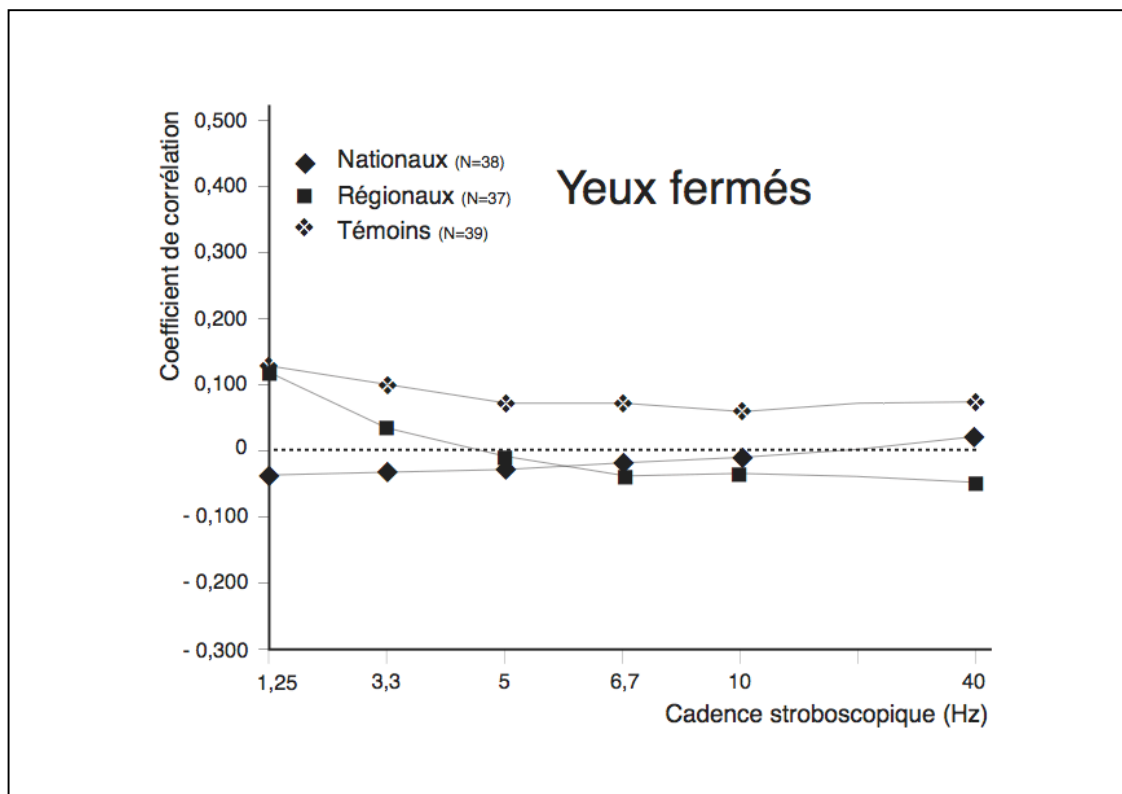


FIG.4 — Variations du coefficient de corrélation entre les variables Y et ETV en fonction du niveau d'entraînement et de la cadence stroboscopique. Yeux fermés.

## Discussion

### Réduction des oscillations posturales

L'entraînement que subissent les tireurs à la carabine de la Fédération Française de Tir provoque une réduction de l'amplitude des oscillations posturales, visible sur l'angle d'inclinaison du corps mais aussi sur d'autres paramètres non présentés ici, comme la surface de l'ellipse de confiance à 95%. Mais comment expliquer les modifications de la tactique de stabilisation qui apparaissent sur les corrélations entre ETV et Y, en même temps que cette réduction des oscillations?

### Modification de la tactique posturale

Chez les sujets témoins, la régression linéaire observée entre la position moyenne en Y et l'écart-type de la vitesse des déplacements du centre de pression est conforme au modèle actuel de contrôle de la position du pendule inversé pivotant autour de l'axe des chevilles.

Dès les débuts de la stabilométrie, on a constaté que la position moyenne en Y est toujours largement en avant de la projection de l'axe des chevilles, donc que le pendule inversé est soumis à un couple, le couple gravifique, qui tend à le faire tomber vers l'avant. Mécaniquement, le contrôle de la position du pendule inversé s'est donc focalisé sur le contrôle du couple égal et opposé au couple gravifique, le couple de stabilisation de la tactique de cheville. Très vite on s'est rendu compte que l'hypothèse d'un contrôle de ce couple de stabilisation par le réflexe myotatique (Nashner, 1970) devait être rejetée (Gurfinkel, 1973 ; Bonnet *et al.*, 1976). De même l'hypothèse d'un contrôle de ce couple par les seules variations de la raideur des tissus des loges postérieures des jambes (Winter *et al.*, 1998) a été falsifiée par Loram et Lakie (2002, a). Le couple de stabilisation est bien dû à la raideur des tissus des loges postérieures des jambes mais associée à une contraction des muscles qui pallie l'insuffisance de la raideur des tissus (Loram *et al.*, 2002,b ; 2004 ; 2005, a&b ; 2006, a&b ; 2007). Le comportement mécanique de ce couplage raideur/contraction musculaire varie en fonction de la raideur ; lorsque la raideur est faible, insuffisante à annuler le couple gravifique, les contractions musculaires sont négativement corrélées aux déplacements du pendule et leur variance est élevée (Loram *et al.*, 2009). C'est le comportement observé dans la cohorte des sujets témoins : lorsque recule la position moyenne en Y, la raideur des tissus postérieurs des jambes diminue et la variance des déplacements du centre de pression augmente. On retrouve le même phénomène, mais encore plus net, lorsque la raideur du tendon d'Achille est réduite par le port de talons hauts (Ferrus *et al.*, 2009 ; Tauzia *et al.*, 2009).

Le comportement observé chez les sujets de la cohorte des nationaux étant exactement l'inverse de celui des sujets témoins, on peut en déduire qu'ils n'utilisent pas cette tactique de rotation du pendule inversé autour des chevilles. Une hypothèse alternative peut être évoquée : les nationaux réduiraient les degrés de liberté de leur contrôle postural pour le rendre plus efficient (Bernstein, 1947) ; ils pivoteraient autour de leur centre de pression, au niveau du dernier degré de liberté, à l'interface entre le sol et leur sole plantaire. Cette hypothèse est cohérente avec l'amplitude des oscillations de leur corps (14/25 secondes d'arc), avec la possibilité de mobiliser le centre de pression par le jeu des muscles propres du pied (Tortolero *et al.*, 2007) et par la corrélation positive entre la position en Y moyen et l'écart-type de la vitesse des déplacements du centre de pression : plus le centre de se rapproche de l'extrémité antérieure des pieds, plus augmente la raideur des tissus de la loge plantaire et plus l'activité des muscles fléchisseurs des orteils devient importante. Mais cette hypothèse reste à démontrer ; ce qu'il y a de sûr est uniquement que les nationaux utilisent une autre tactique de stabilisation que les sujets témoins.

## L'effet stroboscopique

Pour être numérisé par nos machines, le signal stabilométrique est prélevé à intervalle de temps régulier — la cadence d'échantillonnage — si bien que nous ne travaillons jamais sur un signal continu, mais seulement sur les parties capturées du signal, tout le reste est perdu. Nous voyons les phénomènes comme sous un éclairage particulier, intermittent, stroboscopique. On peut jouer sur cette cadence, il est impossible de la supprimer. Jouer sur la cadence peut conduire à stopper la perception du mouvement, il suffit de trouver le rapport de phase, ou une de ses harmoniques, entre le rythme de l'éclairage et le rythme du mouvement qu'on observe. Jouer sur la cadence peut donc représenter une autre technique d'analyse des rythmes qui sous-tendent les oscillations posturales, à côté de l'analyse fréquentielle et de la recherche du rythme de Sasaki (Sasaki *et al.*, 2002).

Dans cette expérience, l'évolution du coefficient de corrélation selon la cadence stroboscopique, le niveau d'entraînement et la présence ou non d'informations visuelles, apparaît clairement (fig. 3 & 4). Dans la cohorte des témoins, le coefficient de corrélation, en situation yeux ouverts, passe par un maximum autour de cadences stroboscopiques entre 5 et 10 Hz qui correspondent à une constante de temps de l'ordre de 100 à 200 millisecondes, temps de latence des boucles longues supraspinales, visuelles (?). Alors que dans la cohorte des Nationaux, le coefficient de corrélation augmente encore à la cadence stroboscopique de 40 Hz qui correspond à une constante de temps de l'ordre de 25 millisecondes. Là encore, il est manifeste que l'entraînement des tireurs d'élite les amène à utiliser une tactique très particulière de contrôle postural.

## Conclusion

Dans les cohortes que nous avons étudiées, l'entraînement au tir à la carabine provoque effectivement la réduction souhaitée des oscillations posturales. Cette réduction semble obtenue par le développement d'une tactique posturale qui accélère les réponses stabilisatrices en développant le contrôle rapide de la position du centre de pression.

Cette efficacité de l'entraînement au tir à la carabine ne doit pas nous faire oublier que la réduction des oscillations posturales n'est pas le seul paramètre de la performance du tireur. Je me rappellerai longtemps de ce champion international de tir à l'arc que j'ai eu l'occasion d'examiner, son instabilité était si marquée que je l'aurais pris pour un malade postural... Mais il avait appris à décocher au moment voulu.

Cette étude enfin souligne l'importance du choix de la cadence d'échantillonnage pour étudier les phénomènes en rapport avec la vitesse des déplacements du centre de pression.

## *Bibliographie*

- .A.F.P. (1985) *Normes 85*. Editées par l'ADAP (Association pour le Développement et l'Application de la posturologie) 20, rue du rendez-vous 75012 Paris.
- Bernstein N. (1947) *On the construction of movements*. Medgiz (Moscow)
- Bonnet M., Gurfinkel VS., Lipchits MJ., Popov KE, (1976) Central programming of lower limb muscular activity in the standing man. *Agressologie*, **17**: 35-42.
- Bourgeois P., Ouaknine M. (2002) Étude stabilométrique des paramètres standards et séparés de chaque pied chez les enfants de 8-9 ans. Pied pilier – pied moteur et apprentissage cognitif. In M. Lacour, G. Guidetti, D. Monzani (Eds) *Contrôle postural, pathologies et traitements, innovations et rééducation*. Solal, Marseille, 47-62.
- Ferrus Th., Tauzia A. de, Gagey PM., Villeneuve Ph. (2009) Stabilometric study of the effect of heel height on postural control. Proceedings of the XIX Conference of ISPGR, 240-241
- Gurfinkel V.S. (1973) Muscle afferentation and postural control in man. *Agressologie*, **14**, C : 1-18.
- Loram ID, Lakie M, (2002, a) Direct measurement of ankle stiffness during quiet standing : the intrinsic mechanical stiffness is insufficient for stability. *J. Physiol. (London)* , **545** (Pt 3) : 1041.
- Loram ID, Lakie M, (2002, b) Human balancing of an inverted pendulum: position control by small, ballistic-like, throw and catch movements ; *J. Physiol. (London)*, **540** :1111-1124.
- Loram I.D., Maganaris C.N. and Lakie M. (2004) Paradoxical Muscle Movement in human standing. *J. Physiol (London)*, **556** : 683.
- Loram I.D., Maganaris C.N. and Lakie M. (2005, a) Active, non-spring-like muscle movements in human postural sway : How might paradoxical changes in muscle length be produced ? *J. Physiol (London)*, **564** :281.
- Loram I.D., Maganaris C.N. and Lakie M. (2005, b) Human postural sway results from frequent, ballistic bias impulses by soleus and gastrocnemius. *J. Physiol (London)*, **564** : 295.

- Loram I.D., Maganaris C.N. and Lakie M. (2006, a) Use of ultrasound to make non-invasive in vivo measurement of continuous changes in human muscle contractile length. *J. Appl. Physiol.*, **100** : 1311.
- Loram ID, GawthropPJ, Lakie M (2006, b) The frequency of human manual adjustments in balancing an inverted pendulum is constrained by intrinsic physiological factors. *J. Physiol. (London)* , **577** :417-32
- Loram I.D., Maganaris C.N. and Lakie M. (2007, a) The passive, human calf muscles in relation to standing: the non-linear decrease from short range to long range stiffness. *J. Physiol (London)* **584**. 2: 661–675
- Loram I.D., Maganaris C.N. and Lakie M. (2007, b) The passive, human calf muscles in relation to standing: the short range stiffness lies in the contractile component. *J. Physiol (London)* **584**. 2, 677–692.
- Loram I.D., Maganaris C.N. and Lakie M. (2009) Paradoxical Muscle Movement during Postural Control. *Med. Sci. Sports Exerc.* **41**, 1: 198–204.
- Nashner L.M. (1970) Sensory feedback in human posture control. Thèse de Sciences. M.I.T., Cambridge.
- Sasaki O., Usami S-I, Gagey P.M., Martinerie J., Le Van Quyen M., Arranz P. (2002) Role of visual input in nonlinear postural control system. *Ex. Brain Res.*, **147**:1–7
- Tauzia de A., Ferrus T., Villeneuve Ph., Weber B., Gagey P-M. (2010) *Etude stabilométrique de l'effet de la hauteur des talons sur le contrôle postural chez la danseuse professionnelle*. Tonus, posture et attitudes, B Weber, Ph Villeneuve, Masson, Paris (sous presse)
- Tortolero X., Masani K., Maluly C., and Popovic M.R. (2007) Body Movement Induced by Electrical Stimulation of Toe Muscles During Standing. *Artificial Organs*, **32**, 1:5–12.
- Weber B., Gagey P-M., Dudde R., Villeneuve Ph, Leblanc V. (2009) Tactiques posturales de stabilité des carabiniers de compétition. Analyse stabilométrique. XVIe congrès de l'Association Posture et équilibre. 13-14 novembre 2009, Villeneuve d'Asq (à paraître).
- Winter D.A., Patla A.E., Prince F., Ishac M., Gielo-Perczak K. (1998) Stiffness control of Balance in Quiet Standing, *J. Neurophysiol.*, **80** : 1211-21.