

UNIVERSITE DE LAUSANNE  
FACULTE DES SCIENCES SOCIALES ET POLITIQUES  
MASTER EN SCIENCE DU MOUVEMENT ET DU SPORT  
ENTRAINEMENT PERFORMANCE  
SESSION D'AUTOMNE 2016

**ALTERATION DU CONTRÔLE  
POSTURAL LORS DE L'ULTRATRAIL  
DU TOR DES GEANTS**

**EMILIE SERAIN**

**DIRECTEUR : FRANCIS DEGACHE  
EXPERT : GREGOIRE MILLET**

  
UNIL | Université de Lausanne  
Institut des sciences du sport  
de l'Université de Lausanne



**DEFENSE, le 20.01.2017**

## REMERCIEMENTS

Premièrement, je tiens à remercier tous les organisateurs, les bénévoles, les participants du Tor des Géants ainsi que toute l'équipe qui a récolté les données, sans eux ce travail n'aurait pas vu le jour.

Je remercie M. Grégoire Millet, qui m'a offert la possibilité de travailler sur ce sujet, et qui en fonction des cours suivis durant le cursus de ce master m'ont amené à m'intéresser à ce thème de l'ultratrail.

Enfin, je remercie mon directeur de mémoire M. Francis Degache pour sa disponibilité et son aide précieuse spécialement lors des analyses statistiques.

## RESUME

**Introduction :** Le Tor des Géants (TdG) est une course d'ultratrail de 330km, comportant 24000m de dénivelé positif. Le but de ce travail est d'étudier la cinétique de la posture tout au long du TdG. L'hypothèse est de démontrer que l'altération de la posture n'est pas linéairement croissante et que la baisse de force est corrélée aux dégradations posturales. **Méthode :** 28 sujets ( $40.5 \pm 13.2$ ) ont été testés sur une plateforme posturographique durant 51.2 sec en bipodal avec les yeux ouverts (YO) en condition pré- et durant les bases vies (BV1, BV2, BV3, BV4). Des mesures de force (extenseurs/fléchisseurs du genou, abducteurs/adducteur de hanche) ont été relevées à l'aide d'un dynamomètre manuel. Une évaluation subjective, grâce à l'échelle visuelle analogique (EVA), a été mesurée. **Résultats :** Les mesures standards de posture (CPs, CPx, CPy, CPxy, CPvm, CPvv) ainsi que le stabilogramme diffusion analysis (SDA) ont clairement démontré une altération de la posture à la BV2 (100km). Le SDA a mis en évidence une altération significative pour le plan antéro-postérieur (AP) seulement. Aucune corrélation entre l'altération de la posture, les valeurs de force et d'EVA, les vitesses de course n'a pu être démontrée. **Conclusion :** les résultats démontrent de manière significative une altération de la posture durant les 100 premiers km. Ces altérations sont la conséquence de plusieurs facteurs et des caractéristiques propres au TdG (altitude, dénivelé). La cinétique de la posture n'étant pas linéaire, les résultats supposent que des mécanismes compensatoires se mettent en place afin de limiter la dégradation de la posture.

**Mots clés :** contrôle postural, équilibre, ultramarathon, stratégies anticipatoires

## ABSTRACT

**Purpose :** Tor des Geants (TdG) is a mountain ultra-marathon of 330km with 24000m of positive change elevation. The purpose of this research is to study the kinetic of postural control during the TdG. We tested the hypothesis that postural control alteration won't be lineary increasing and that the loss of strenght is correlated with the alteration of postural control. **Method :** 28 subjects ( $40.5 \pm 13.2$ ) were tested on a posturographic platform for 51.2 sec using double leg stance with open eyes (EO) during Pre- and base life of TdG (BL1, BL2, BL3, BL4). Strength of knee extensor/flexor, hip abduction/adduction were calculated with a manual dynamometer. Visual analog scale (VAS) was used for a subjective evaluation. **Results :** Traditionnal measure of postural stability (CPs, CPx, CPy, CPxy, CPms, CPsv) and stabilogramme diffusion analysis (SDA) showed a significant increase at BL2 (100km). SDA showed a significative alteration of posture in the antero-posterior (AP) plane only. No correlation were found between the posture alteration and the strength loss, the VAS and the running speed. **Conclusion :** The current results suggest that posture is more altered during the first part of the race until 100km and then compensatory mechanisms appear to limit posture degradation. The alteration of postural control seems to be the consequences of different factors like the mountain characteristics of the TdG (altitude, uphill/downhill running).

**Keywords :** postural control, balance, ultramarathon, anticipatory strategies

## ABREVIATIONS

AP : antéro-postérieur

BV : base vie

CC : coefficient de corrélation

CM : centre de masse

CMV : contraction maximale volontaire

CG : centre de gravité

CP : centre de pression

EVA : échelle visuelle analogique

FNM : fuseau neuromusculaire

FP : fléchisseurs plantaires

Km : kilomètres

m : mètres

ML : médio-latéral

SNC : système nerveux central

OTG : organe tendineux de golgi

SDA : stabilogramm diffusion analysis

TdG : Tor des Géants

UM : unité motrice

UTMB : Ultratrail du Mont Blanc

YO : yeux ouverts

YF : yeux fermés

## Table des matières

<b>1. Introduction.....</b>	<b>6</b>
<b>1.1 Le Tor des géants.....</b>	<b>6</b>
<b>1.2 La posture.....</b>	<b>7</b>
1.2.1 Définition .....	7
1.2.2 Analyse de la posture .....	10
1.2.3 Régulation neurophysiologique de la posture .....	11
<b>1.3 Posture et fatigue dans le TDG.....</b>	<b>16</b>
1.3.1 Définition de la fatigue et technique d’investigation .....	16
1.3.2 Impact de différents paramètres sur la posture lors du TdG .....	19
<b>1.4 Intérêt de l’étude.....</b>	<b>27</b>
<b>2. Méthode .....</b>	<b>29</b>
<b>2.1 Sujets.....</b>	<b>29</b>
<b>2.2 Design expérimental .....</b>	<b>29</b>
2.2.1 Protocole des tests .....	30
<b>2.3 Analyse de données .....</b>	<b>32</b>
2.3.1 Analyse du statokinésigramme.....	32
2.3.2 Analyse du SDA.....	33
2.3.3 Analyse des vitesses de course.....	34
2.3.4 Analyse statistique.....	35
<b>4. Résultats.....</b>	<b>36</b>
<b>4.1 Valeurs standards du statokinésigramme .....</b>	<b>36</b>
<b>4.2 SDA .....</b>	<b>43</b>
<b>4.3 Force.....</b>	<b>44</b>
<b>4.4 EVA.....</b>	<b>46</b>
<b>4.5 Vitesses de course.....</b>	<b>46</b>
<b>4.6 Corrélations.....</b>	<b>46</b>
<b>5. Discussion.....</b>	<b>48</b>
<b>5.1 Analyse des paramètres standards sur le contrôle postural .....</b>	<b>48</b>
5.1.2 Stratégies adaptatives .....	50
<b>5.2 Analyse du SDA sur le contrôle postural.....</b>	<b>52</b>
5.2.1 Mécanismes compensatoires .....	53
<b>5.3 Analyse de la force .....</b>	<b>54</b>
<b>5.4 Analyse de l’EVA.....</b>	<b>55</b>
<b>5.5 Analyse des vitesses de course .....</b>	<b>57</b>
<b>5.6 Différences hommes/femmes.....</b>	<b>58</b>
<b>5.7 Corrélations avec la posture .....</b>	<b>59</b>
<b>5.8 Limites et perspectives .....</b>	<b>60</b>
<b>6. Conclusion .....</b>	<b>61</b>
<b>7. Bibliographie .....</b>	<b>62</b>
<b>8. Annexes .....</b>	<b>68</b>

# 1. Introduction

## 1.1 Le Tor des géants

Le Tor des géants (TdG) est une course d'ultratrail. Par définition, elle se déroule en montagne et correspond à une distance plus longue que la distance traditionnelle du marathon de 42.195km (Millet and Millet, 2012).

La première édition du TdG a eu lieu en septembre 2010. Le parcours est long de 330km, comporte 24'000m de dénivelé positif, ainsi que plus de 25 cols à une altitude supérieure à 2000m. L'altitude varie entre 322m et 3330m (Degache et al., 2014). Cette course considérée comme extrême se déroule dans le val d'Aoste. Le point de départ et d'arrivée est Courmayeur (annexe 1 et 2) : « Le Tor est avant tout un voyage à la découverte de soi-même, d'un scénario unique, de personnes que l'on rencontre sur le chemin » (<http://www.tordesgeants.it/fr/content/histoires-du-tor>). Le record actuel est de 70h (Iker Karrera, 2013). Les courses d'ultramarathon et/ou ultratrail sont devenues de plus en plus populaires ces dernières années et permettent d'investiguer le corps dans des conditions extrêmes, tant d'un point de vue cardiovasculaire, rénal et endocrinien (Millet and Millet, 2012). Dans cette dernière étude, il avait été proposé d'investiguer lors de futures courses d'ultramarathon, les réponses physiologiques, la dégénération et la régénération des tissus, les stratégies d'adaptations, la fatigue, par différents outils de mesure (stimulation transcrânienne, IRM...) afin de mieux comprendre les réponses du corps dans ce type d'effort. Les principales études sur ce sujet sont donc récentes.

## 1.2 La posture

### 1.2.1 Définition

Le système postural se définit comme « un système pluri-articulaire, dont l'objectif, dans le maintien de l'équilibre est, d'une part, de stabiliser certains paramètres et, d'autre part, d'effectuer les mouvements de correction nécessaires pour y parvenir en cas de perturbation de l'équilibre » (Amblard, 1998). Le maintien de l'équilibre correspond à une superposition de « modules » articulés des pieds jusqu'à la tête, reliés par des muscles qui ont une régulation spécifique (Amblard, 1998). Le corps humain est donc une chaîne biomécanique multisegmentaire : une interaction dynamique entre les segments est observée et chaque mouvement induit se répercute sur les autres articulations (Alexandrov and Frolov, 2011). On distingue les muscles phasiques qui ont pour but le mouvement et les muscles toniques associés à la posture (Gagey, 2003, p.19; Paillard et al., 2010).

L'étude de la posture consiste à analyser les mécanismes de régulation de l'équilibre : il s'agit de mesurer les mouvements associés à la correction de la posture, en examinant les déplacements du centre de pression et les oscillations posturales (Amblard, 1998).

Un corps est considéré en équilibre lorsqu'il suit un mouvement uniforme (vitesse constante), on distingue l'équilibre statique lorsque le corps est stationnaire et l'équilibre dynamique lorsque celui-ci a une vitesse constante non-nulle (Grimshaw, 2010, p.184).

Le maintien de l'équilibre dépend de la position du centre de gravité (CG), ce dernier correspond à un point où s'applique le poids total du corps (Grimshaw, 2010, p.189). Le corps est considéré comme stable lorsque la droite verticale passant par son CG coupe sa base d'appui (Grimshaw, 2010, p.189). Cette base d'appui, ou polygone de sustentation est plus grande en position bipodale qu'en unipodale. Or plus celle-ci est grande, plus l'équilibre est facile à maintenir (Grimshaw, 2010, p 183). Le CG étant difficilement déterminable, les études utilisent le centre de pression (CP), défini comme le barycentre des forces de réactions du sol, pour l'analyse de la posturologie (figure 1). La magnitude et la localisation des forces de réactions du sol sont liées au contrôle neuromusculaire des muscles posturaux (Winter et al., 1996).

Figure 1 : CP, CG et forces s'appliquant sur un sujet dans le plan sagittal

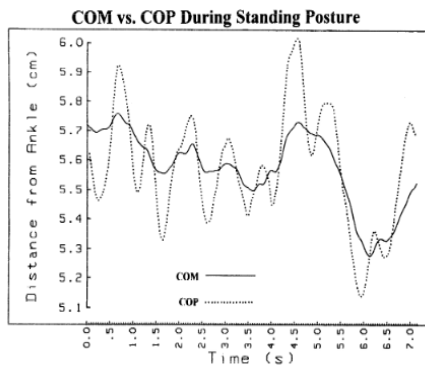
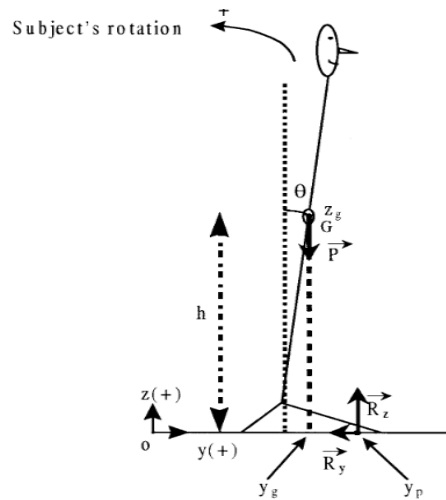


FIG. 2. Seven-second record showing simultaneous COG and center of pressure (COP) fluctuations in the anterior-posterior (A/P) direction for a subject during quiet stance. The controlling COP excursions oscillate to either side of the COG excursions and have higher amplitude and higher frequency.



**A gauche :**

Différence entre le CP et le CG ou centre de masse (COM) :

Les oscillations du CP sont plus grandes et plus fréquentes que celles du CG. Lorsqu'on interprète une étude, l'utilisation du CP permet d'analyser la variable neuromusculaire tandis que le CG correspond à la variable de contrôle passive (Winter et al., 1996).

**A droite :**

Résumé des différentes forces s'appliquant sur un sujet dans le plan sagittal (Caron et al., 2000) :

- P= masse x gravité = force de gravité
- Rz et Ry= force de réaction du sol dans le plan antéro-postérieur et vertical
- Yp = position du CP le long de l'axe antéro-postérieur
- H = distance du sol au CG
- Yg= accélération du CG le long de l'axe antéro-postérieur

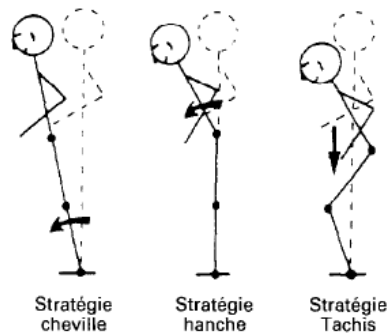
En équilibre statique, le corps oscille en permanence et fonctionne comme un pendule inversé, où les forces s'appliquent au niveau de la cheville (Caron et al., 2000; Peterka, 2000; Winter et al., 1996). Grâce à une plateforme de force, une représentation graphique des positions successives échantillonnées du CP permettent d'obtenir un statiokinésigramme.

La compréhension des différentes stratégies posturales en appui bipodal, unipodal, ou dans différentes conditions visuelles yeux ouverts (YO) ou yeux fermés (YF) permet d'évaluer les capacités d'équilibre aussi bien des sujets sains que des sujets avec une altération des facultés motrices et visuelles (Kotecha et al., 2012). Dans son étude, *Amblard, (1998)*, décrit différentes stratégies pour le contrôle de l'équilibre, notamment les stratégies de cheville, de hanche, d'abaissement du centre de gravité (tachis), ainsi que celle du pas en avant ou en arrière (Amblard, 1998), (figure 2). Selon *Winter et al, (1996)*, en position bipodale, les pieds l'un à côté de l'autre, l'équilibre antéro-postérieur (AP) serait contrôlé par la cheville tandis que l'équilibre médio-latéral (ML) le serait par la hanche (Winter et al., 1996). De plus une récente



étude, a mis en évidence que la stratégie de cheville a un rôle dans le maintien de l'équilibre et de la posture, tandis que celle de hanche représente une solution comportementale lors du contrôle du mouvement, par exemple comme lors de la flexion du tronc (Alexandrov and Frolov, 2011).

Figure 2 : Principales stratégies posturales dans le plan sagittal



La stratégie de cheville correspond à celle d'un pendule inversé souvent décrit dans la littérature (Amblard, 1998).

Lors de son travail de thèse, *Le Goïc*, (2013), a décrit l'évolution et les conséquences de la bipédie pour l'homme. Un des paragraphes qu'il décrit résume bien les enjeux de l'équilibre pour le corps et le lien avec le système ostéo-articulaire: « *En se redressant, l'énergie potentielle conférée par la position haute du CG a facilité le démarrage rapide d'un mouvement avec une amorce de chute, a facilité les changements de direction par rotation de hanche, et l'accélération par les lignes d'action des forces axiales. En revanche, les contraintes ostéo-articulaires sont plus grandes, la réaction au sol est plus élevée et la viscoélasticité de l'ensemble {muscle-tendon-os} doit absorber et restituer l'énergie cinétique liée à la vitesse et à la masse (exemple: par des appuis alternés). En somme, le système ostéo-articulaire et musculaire fixe la position des segments mobiles de telle sorte qu'ils obéissent à un schéma géométrique permettant la lutte contre la gravité. Les problèmes mécaniques de la bipédie en posture statique exigent de réaliser un équilibre de forces, et ces problèmes se complexifient en dynamique. La position haute du CM associée à une surface d'appui étroite rend en effet l'équilibre précaire nécessitant la mise en place de mécanismes de contrôle postural pour éviter la chute. De plus, le corps subit une succession de déséquilibres qui résultent non seulement de l'action de forces internes, mais aussi externes (gravité, force de réaction, accélérations imposées, etc.)*», (Le Goïc, 2013, p.32).

## 1.2.2 Analyse de la posture

### *Analyse classique*

Dans la grande majorité des études, les méthodes de mesures de posture sont réalisées grâce à une plateforme posturographique. Les mesures standards enregistrées lors de l'analyse de la posture sont celles du statokinésigramme. Les différentes variables analysées se font en fonction du CP et sont la surface (CPs), la longueur X (CPx), Y (CPy), XY (CPxy), la vitesse moyenne (CPvm) et la variance de vitesse (CPvv). Ces dernières seront décrites dans la méthodologie. Une analyse de l'oscillation dans le plan antéro-postérieur (AP) et médio-latéral (ML) est réalisée. Lors de cette analyse, le CP représente la dynamique du corps dans son entier et est le reflet des adaptations neuromusculaires et articulaires de tout le corps.

### *Analyse complexe*

Une méthode d'analyse mathématique et statistique plus récente, celle du « Stabilogramm Diffusion Analysis » (SDA), permet de résumer les déplacements du CP comme une fonction de l'intervalle de temps entre les différents CP (Collins and Luca, 1992; Peterka, 2000). Les trajectoires du CP sont basées sur un modèle mécanique statistique, le mouvement brownien fractionné, qui reflète l'activité stochastique (Collins and Luca, 1992).

Grâce au modèle du SDA, il a été observé que le maintien de la posture à l'état stable induisait un mécanisme de contrôle spécifique à chacun et qu'une variabilité interindividuelle était présente (Collins and Luca, 1992). Ainsi deux régimes différents du contrôle de la posture ont pu être mis en avant. Un intervalle à court et un à long terme ont pu être identifiés :

- lors de l'intervalle à court terme, un mode de régulation en boucle ouverte est observé (Alexandrov and Frolov, 2011; Collins and Luca, 1992; Peterka, 2000). La boucle ouverte correspond à un mode de régulation où les afférences du système sensoriel ne sont pas encore effectives, ce phénomène serait dû à l'inertie du système qui induit un retard, la notion de « feedback time delay » ou de « dead zone » est décrite dans la littérature (Collins and Luca, 1992).

- l'intervalle à long terme est associé à un mode de régulation en boucle fermée et correspond à une régulation où les afférences sensitives entrent en jeu.

Le SDA permet donc d'interpréter de manière plus sensible les variations du contrôle neuromusculaire dans la régulation de la posture.

### 1.2.3 Régulation neurophysiologique de la posture

Les mécanismes impliqués dans le contrôle postural et la gestion de l'équilibre se basent sur l'interaction coordonnée et synergique des récepteurs somatokinesthésiques, visuels et vestibulaires. La régulation de la posture correspond à une boucle et dépend donc des différentes afférences somato-sensorielles (voies ascendantes), d'une intégration au niveau du système nerveux central (SNC) et de la commande efférente (voies descendantes motrices). Les différents systèmes impliqués dans la régulation de la posture sont décrits ci-dessous :

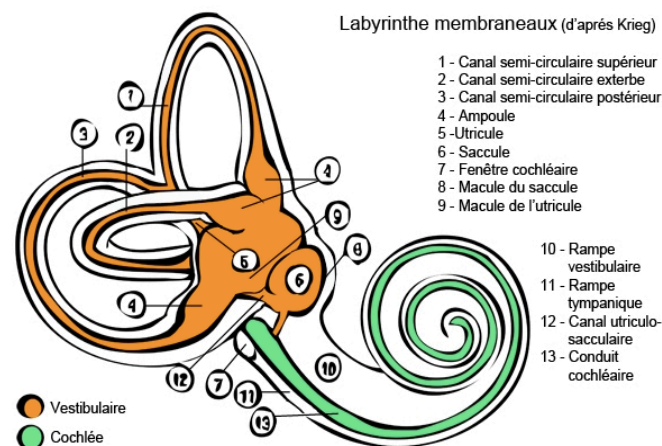
#### 1. Récepteurs visuels

Lorsque la lumière atteint l'œil et la rétine, les photorécepteurs entrent en jeu. On distingue les cônes, qui contiennent des pigments et permettent de capter une palette de couleurs ainsi que les bâtonnets adaptés à la vision nocturne et périphérique (Marieb, 1999). L'information est ensuite acheminée au SNC par le tractus optique jusqu'à l'aire visuelle primaire. L'input visuel permet de réduire l'activité musculaire des membres inférieurs et pourrait diminuer la raideur du système musculo-squelettique (Collins and Luca, 1995). La contribution de la vision dans le contrôle postural a pour but de réduire les oscillations du corps en position statique debout (Le Goïc, 2013, p.42).

#### 2. Récepteurs vestibulaires de l'oreille interne :

L'oreille interne comprend le labyrinthe osseux et membraneux (figure 3) : le premier est constitué du vestibule, de la cochlée et des canaux semi-circulaires. Le second est un réseau de vésicules et de conduits logés dans le labyrinthe osseux.

Figure 3 : Anatomie de l'oreille interne, labyrinthe membraneux (<http://www.vestib.org/conduit.html>)



Le vestibule contient deux vésicules (l'utricle et le saccule) qui contiennent les récepteurs de l'équilibre, les macules : la macule de l'utricle réagit principalement aux accélérations dans le plan horizontal. La macule du saccule réagit aux mouvements verticaux. Les récepteurs sont activés lorsque les otolithes, petits cristaux présents dans le vestibule glissent dans un sens ou dans l'autre, les neurofibres du nerf vestibulaire sont ainsi dépolarisées et l'information est transmise aux noyaux vestibulaires et au cervelet. Ces deux vésicules nous informent donc sur la position de la tête ainsi que les changements de positions.

Les trois canaux semi-circulaires représentent chacun les trois plans de l'espace (antérieur, postérieur et latéral). A chaque extrémité de ces canaux on retrouve l'ampoule, un autre récepteur de l'équilibre responsable des mouvements rotatoires de la tête. Pour terminer la cochlée, est quant à elle responsable de l'audition.

De par son anatomie, il est impossible d'interrompre les afférences sensibles de l'oreille interne, comme c'est le cas avec les afférences visuelles. Pour mettre en évidence la contribution des informations vestibulaires pour la posture, il est plus facile de la quantifier chez les patients vestibulo-lésés (Le Goïc, 2013). L'étude de *Horak et Hlavacka, (2002)*, permet également de mettre en évidence, par la méthode de la stimulation galvanique, l'importance du système vestibulaire pour l'alignement vertical de la posture.

### 3. *Système somato-sensoriel*

Au niveau du cortex, ce système reçoit toutes les informations sensibles du corps (perceptions des tissus cutanés, musculaires, tendineux et articulaires, le chaud/froid, la nociception). Dans le cadre du contrôle postural, on distingue d'une part les propriocepteurs, les récepteurs articulaires et les récepteurs tactiles. Les premiers comprennent les organes tendineux de golgi (OTG) situés à la jonction myo-tendineuse et les fuseaux neuromusculaires (FNM) situés dans le muscle strié sous forme de fibres intra-fusales. Les fibres sensibles afférentes Ia, du FNM, sont sensibles à la longueur musculaire instantanée et la vitesse de contraction, les Ib sont sensibles à la longueur (Le Goïc, 2013). Les OTG, par les fibres sensibles afférentes Ib, renseignent sur la tension et la raideur musculaire. Ces deux récepteurs permettent d'expliquer le réflexe d'étirement (inhibition réciproque et l'inhibition autogène).

Les récepteurs articulaires comprennent les mécanorécepteurs (corpuscule de Ruffini, Pacini) et des OTG situés dans les ligaments, ils sont sensibles à la position, au mouvement de l'articulation et la pression que cette dernière provoque (Le Goïc, 2013), (figure 4).

Les récepteurs tactiles sont situés dans les différentes couches de la peau.

Ces récepteurs sont des petits corpuscules :

- les corpuscules de Meissner, sensible au toucher, à la pression et aux glissements dynamiques
- de Pacini sont sensibles à la pression profonde et aux vibrations dynamiques
- de Ruffini sensible à l'étirement de la peau (rôle statique)
- les disques de Merkel sensibles à la pression et au toucher statique

Figure 4 : Résumé des différents récepteurs sensitifs proprioceptifs (Benoît Girardin, cours de physiothérapie manuelle cervicale, Fribourg 2016)

Tableau des différents récepteurs				
Recepteurs	Fibres	Localisation	Stimulus	Adaptation
Corp. de Pacini	A $\beta$	peau	vibration /pression	haute
Corp. de Meissner	A $\beta$	peau	touché / pression	haute
Corp. de Ruffini	A $\beta$	peau	Étirement	basse
Disque de Merkel	A $\beta$	peau	touché fin / pression	basse
follicule pileux	A $\beta$	peau	touché	haute
Corp. de Pacini	A $\beta$	fascia	vibration /pression	haute
Corp. de Ruffini	A $\beta$	fascia	Étirement tangentiel	basse
Organe de Golgi	A $\beta$	fascia	tension	basse
terminaison libre	A $\beta$	fascia	Tension / pression	
fuseau neuromusc (primaire)	A $\alpha$	muscle	Étirement (mvent)	haute-basse
fuseau neuromusc (secondaire)	A $\beta$	muscle	Étirement (statique)	haute-basse
Organe de Golgi	A $\beta$	tendon	tension	basse
Corp. de Pacini	A $\beta$	Articulation (capsule)	movement art.	haute
Corp. de Ruffini	A $\beta$	Articulation (capsule)	angle art.	basse
Organe de Golgi	A $\beta$	Articulation (capsule)	position art.	basse

Le système somato-sensoriel joue donc un rôle primordial dans l'équilibre et le contrôle de la posture (Kennedy and Inglis, 2002). Le pied étant le premier point de contact avec le sol, il renseigne le SNC sur la position du corps et l'information provenant de cette partie du corps est alors essentielle dans la régulation de la posture. En 2002, une étude a d'ailleurs répertorié tous les mécanorécepteurs au niveau du pied (Kennedy and Inglis, 2002), (figure 5). Lorsque la sensibilité du pied est touchée, comme dans les polyneuropathies périphériques fréquemment présentes chez des patients diabétiques par exemple, un déficit d'équilibre est observé ainsi qu'une augmentation du risque de chute (Oddsson et al., 2004). Les feedback des récepteurs sensitifs du pied jouent donc un rôle important dans l'équilibre en condition YF, mais leurs importances sembleraient moindres en condition YO (Oddsson et al., 2004).

Figure 5 : Distribution des mécanorécepteurs de la voûte plantaire



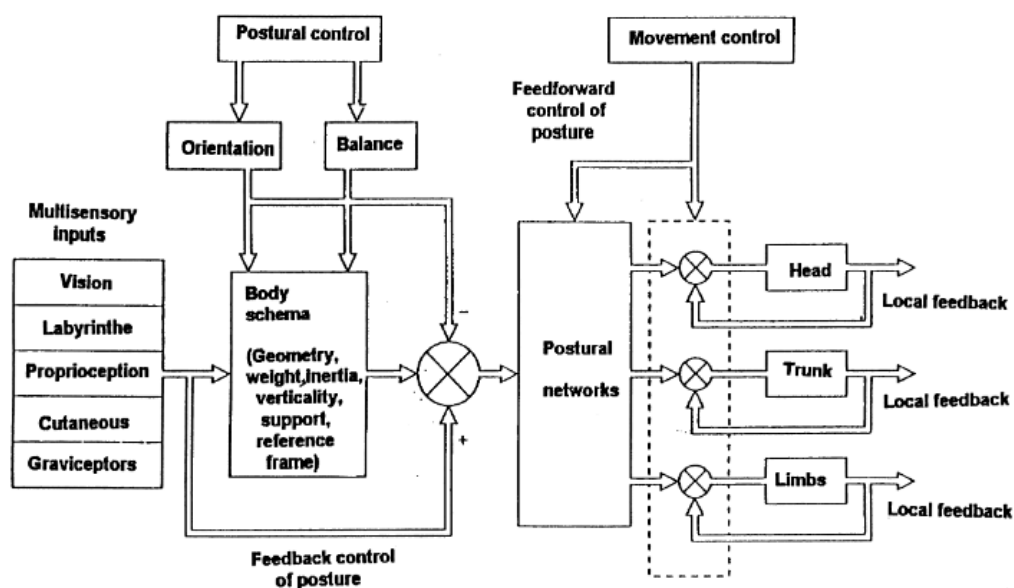
Cette étude a mis en évidence un total de 104 mécanorécepteurs cutanés plantaires, en utilisant des monofilaments de nylon appliqués perpendiculairement à la peau (Kennedy and Inglis, 2002). SA= slowly adapting, FA= fast adapting

Selon Massion, (1998), il existe une chaîne proprioceptive de la tête au pied qui monitore toutes les positions des différents segments du corps et les réactions posturales (Massion, 1998).

Le rôle et la régulation de la posture a deux fonctions principales (Massion, 1998) : la première est une fonction antigravitaire, dont le but est de résister à la gravité et aux forces de réactions du sol grâce aux raideurs articulaires et au tonus musculaire. La deuxième fonction est que la posture est utilisée comme une interface avec le monde extérieur pour la perception et l'action. Dans cette dernière la position de la tête serait une référence car elle ajuste la position et l'orientation du corps, ce qui permet d'aller chercher et attraper avec les membres supérieurs des objets dans l'espace qui nous entoure. Il y aurait donc une organisation entre la posture et le monde extérieur en fonction des parties du corps suivantes (Massion, 1998), (figure 6) :

- la tête, car elle contient les organes visuels, le labyrinthe ainsi que les récepteurs proprioceptifs au niveau de la nuque
- le tronc car il contient des « gravicepteurs » localisés près des reins et serait à la base des réflexes posturaux lombaires
- le pied qui grâce à ses nombreux récepteurs intrinsèques et les récepteurs du membre inférieur informent sur la position de la cheville et monitore la position de la jambe.

Figure 6 : Représentation des niveaux d'organisation posturale



D'une part le contrôle postural est lié aux afférences sensibles et correspond à un schéma corporel (body schema), qui interagit dans un deuxième temps avec le monde extérieur (postural Network), (Massion, 1998).

## 1.3 Posture et fatigue dans le TDG

### 1.3.1 Définition de la fatigue et technique d'investigation

La fatigue peut se définir de la manière suivante : « *la fatigue fait son apparition de façon physiologique en fin de journée ou à l'issue d'une contrainte. Ces contraintes peuvent être physiques (bruit, vibration, chaud, froid), physiologiques (stress, rupture de rythme circadien, horaires irréguliers, privation et dette de sommeil) ou psychiques (anxiété, incertitude, compétition, charge de travail, discordance informationnelle). La fatigue survient lorsque les contraintes l'emportent sur le repos. Les contraintes auront un impact sur l'individu dépendant de la variabilité interindividuelle. La fatigue est aussi sensible au contexte et à la motivation* », (<https://fr.wikipedia.org/wiki/Fatigue>). Lors du TdG, la notion de fatigue présentée ci-dessus semble appropriée, vu que cette course regroupe les différentes contraintes physiologiques, psychologiques et physiques. Cette fatigue peut être évaluée de manière subjective grâce à l'échelle visuelle analogique (EVA) de 0 à 10 (Tseng et al., 2010).

Lors de cette étude, le terme de fatigue neuromusculaire, dû à l'effort prolongé, doit être défini de manière plus précise. Dans ce cas, la fatigue correspond à l'incapacité de maintenir un niveau de force et est objectivée par une baisse de la contraction maximale volontaire (CMV), (Boyas and Guével, 2011).

Cette fatigue peut être soit d'origine centrale (nerveuse) soit périphérique (musculaire), selon le schéma ci-dessous, neuf sites peuvent être impliqués dans la perte de force dû à une fatigue musculaire (Boyas and Guével, 2011) (figure 7). La fatigue dite centrale, sites 1 à 3, correspond à une diminution de l'activité volontaire et correspond à tous les processus physiologiques qui peuvent se passer avant la jonction neuromusculaire (activation du cortex moteur, voies pyramidales, activation des unités motrices). Cette fatigue semble être présente lors de contractions musculaires sous maximales de faible intensité (Boyas and Guével, 2011; Martin et al., 2010).

La fatigue périphérique comprend les sites 4 à 9 et correspond aux altérations physiologiques de la jonction neuromusculaire, du couplage excitation-contraction et des mécanismes contractiles (disponibilités des substrats, milieu intercellulaire, appareil contractile et flux sanguin). Par conséquent une fatigue

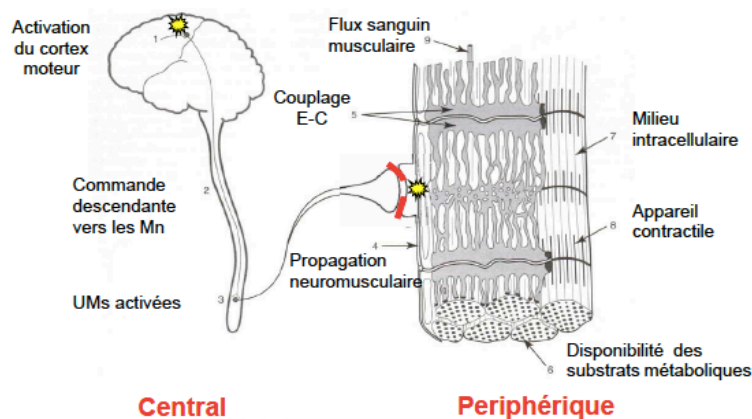


périphérique correspond à une altération de la contraction musculaire. L'étiologie de la fatigue dépend du type d'exercice, de la durée ainsi que de l'intensité (Millet et al., 2011).

Figure 7 : Fatigue neuromusculaire, les neuf sites impliqués (cours pratique innovante, UNIL, automne 2015)

### Système neuromusculaire - schéma (Bigland-Ritchie 1981)

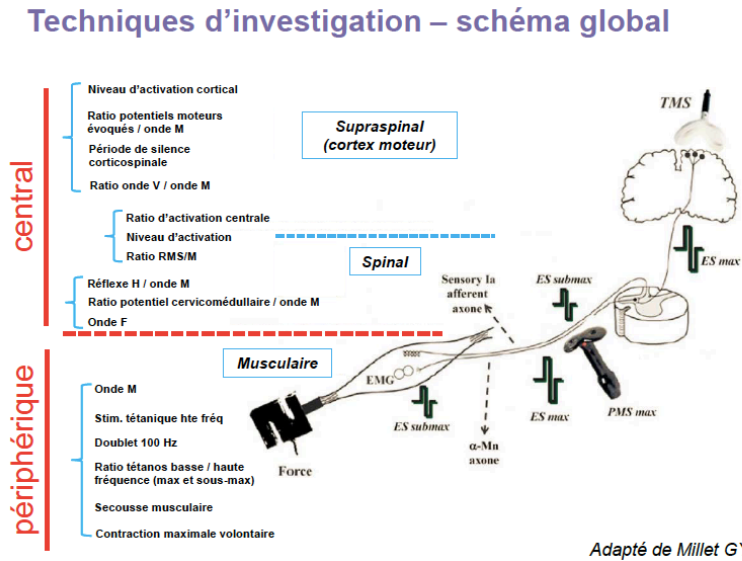
Approche neuromusculaire = déterminer le(s) site(s) impliqués dans une modification éventuelle de la force produite (fatigue, entraînement, pathologie,...) (Bigland-Ritchie & Woods *Muscle Nerve* 1984)



Sites : 1= activation du cortex moteur, 2=commande descendantes vers les motoneurons, 3=unité motrices activées, 4=propagation neuromusculaire, 5=couplage excitation-contraction, 6=flux sanguin musculaire, 7=milieu intracellulaire, 8=appareil contractile, 9=disponibilité des substrats métaboliques

Chaque site peut être évalué selon différentes techniques d'investigation (figure 8). Ces dernières permettent de mettre en évidence l'origine de la fatigue (centrale vs périphérique). Dans la littérature, plusieurs auteurs ont pu mettre en évidence l'origine de la fatigue et l'impact sur l'analyse de la posture par ces différentes méthodes d'investigation (Fourchet et al., 2012; Martin et al., 2010; Millet et al., 2002, 2011; Paillard, 2012; Saugy et al., 2013; Singh and Latash, 2011).

Figure 8 : Techniques d'investigation pour la mise en évidence d'une fatigue périphérique et centrale (cours Pratique Innovantes de la fonction neuromusculaire, UNIL, automne 2015)



Lors de ce travail, la force sera objectivée en prenant la contraction maximale volontaire (CMV) de différents groupes musculaires avec un dynamomètre manuel. Les valeurs obtenues seront représentatives d'une perte de force au niveau périphérique.

La perte de force représente donc un index de fatigue musculaire. Il a été suggéré que si la perte de force était supérieure ou égale à 30% de la CMV, l'altération de la posture augmenterait de manière significative (Paillard, 2012) (figure 9).

Figure 9 : Lien entre la perte de force et la vitesse d'oscillation du CP.

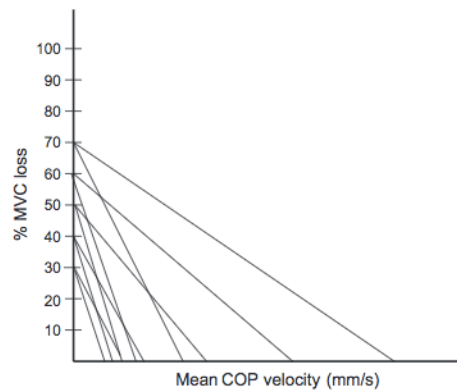


Fig. 3. The relationship between the percentage of loss of the maximal voluntary contraction (MVC) of a particular muscle group (i.e. extensor muscles) and the velocity of the displacement of the centre of foot pressure (COP) after a short localized muscular exercise. The mean velocity of the COP significantly increases when the strength loss reaches 30% of the MVC.

Plus la perte de force est élevée, plus la vitesse d'oscillation du CP augmente (Paillard, 2012).

### 1.3.2 Impact de différents paramètres sur la posture lors du TdG

#### *Altérations neuromusculaires lors de course d'ultratrail*

Plusieurs auteurs ont mis en évidence les altérations et les conséquences au niveau neuromusculaire des courses d'ultra endurance. La première étude qui a analysé la perte de force d'une CMV lors d'une course de 65km date de 2002 (Millet et al., 2002). Cette étude a objectivé une diminution de la CMV des extenseurs du genou ( $-30\% \pm 18$ ) induite par une diminution de l'activation volontaire ( $-27\% \pm 13$ ), ainsi qu'un effet de potentialisation observé par l'augmentation de la secousse musculaire. Cette étude démontre que la perte de force au niveau des extenseurs du genou est principalement d'origine centrale après 65km. Cette perte pourrait être due à une diminution de l'excitabilité corticale ainsi qu'à une inhibition présynaptique, provenant d'une modification des feedback du muscle, et qui induirait une inhibition de l'excitabilité du motoneurone (Millet et al., 2002).

*Martin et al*, (2010), en étudiant une course de 24heures, d'une distance de  $149\text{km} \pm 15.7$  observent une réduction de force de  $-40\% \pm 17$  des extenseurs du genou ainsi qu'une diminution de  $-33\% \pm 21.8$  du niveau d'activation volontaire (Martin et al., 2010). Ils concluent que les facteurs centraux sont principalement responsables de la baisse de force dans les courses d'ultra endurance.

En 2011, *Millet et al*, émettent l'hypothèse qu'une fatigue périphérique à basse fréquence en parallèle du mécanisme central serait observée lors de l'ultratrail du Mont-Blanc (UTMB, 166km). Leur hypothèse s'est confirmée pour les extenseurs du genou et les fléchisseurs plantaires. La présence de cette fatigue à basse fréquence est due à une diminution de la libération de calcium depuis le réticulum sarcoplasmique. La CMV des extenseurs du genou et l'activation centrale ont respectivement diminué de  $-35\%$  et de  $-19\%$ . En étudiant la cinétique de récupération, ils ont pu analyser que les marqueurs biologiques associés aux dommages tissulaires et à l'inflammation reviennent à la normale neuf jours après la course. Deux jours après la course, la fatigue centrale pour les deux groupes musculaires n'était plus présente. Selon eux, l'origine de la fatigue neuromusculaire présente dans ce type de course est multifactorielle et dépend du groupe musculaire étudié.

Une seule étude s'est concentrée sur les altérations neuromusculaires des extenseurs du genou et des FP du TdG en 2013 (Saugy et al., 2013). Cette étude a mis en évidence que la fonction neuromusculaire représentée par la perte de force (CMV), ainsi que les marqueurs inflammatoires et les lésions musculaires étaient plus préservées lors du TdG que lors de l'UTMB. La perte de force des extenseurs du genou est de  $-13\% \pm 17$  en milieu et  $-24\% \pm 13$  en fin de course, avec une baisse de l'activation centrale de  $-24\% \pm 24$ .

Cette dernière étude indique que la perte de force n'est pas linéairement croissante mais qu'elle tend à un plateau lorsque la durée de l'exercice augmente de plus de cinq heures. Paradoxalement, une augmentation de la durée de course se traduit par une moins grande perte de force, ce qui correspond à une stratégie anticipatrice et protectrice, dont le but est de minimiser les dommages musculaires, de maintenir l'homéostasie et les facteurs biologiques (Saugy et al., 2013). Ce paradoxe peut s'expliquer par le modèle de la « stratégie de pacing » (Saugy et al., 2013; Tucker and Noakes, 2009).

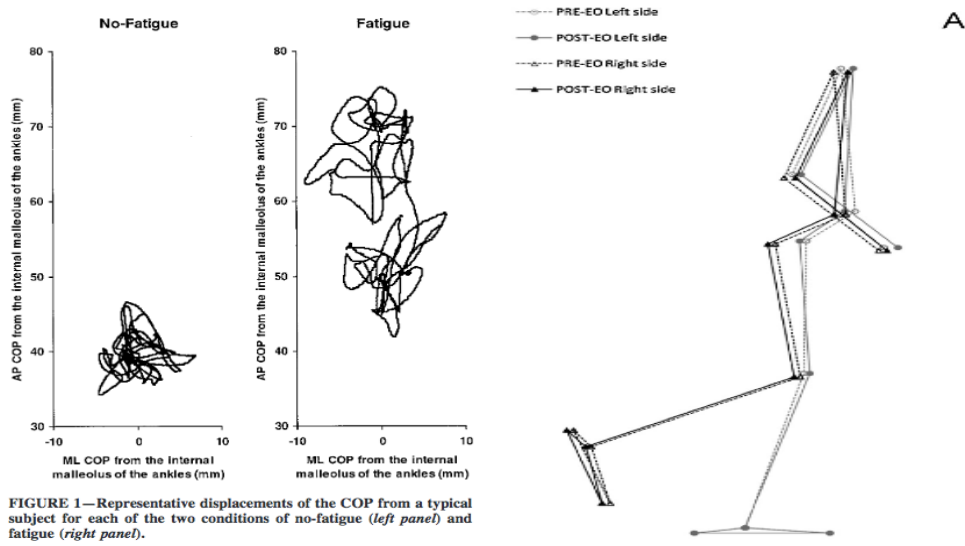
#### *Altération de la posture due à la fatigue neuromusculaire*

Quelques études se sont concentrées sur l'impact de la fatigue musculaire des fléchisseurs plantaires (FP) sur la posture. L'étude de *Vuillerme et al, (2002)*, (Vuillerme et al., 2002), a démontré qu'après une tâche fatigante des FP, qui consistait en une contraction isométrique jusqu'à épuisement, une augmentation des déplacements du CP ainsi qu'un déplacement antérieur du CP étaient observés en position bipodale. Leur conclusion est qu'une fatigue des FP augmente l'oscillation, la vitesse et la dispersion du CP (Vuillerme et al., 2002) (figure 10).

L'étude de *Boyas et al, (2013)*, a démontré qu'une fatigue des FP était associée à une altération du contrôle postural. Les changements de posture ont été analysés avec des caméras et des marqueurs articulaires. Ils ont ainsi pu démontrer une augmentation de la flexion dorsale de cheville, une augmentation de la flexion du genou, du rachis lombaire et un déplacement vers l'avant des membres supérieurs. Cette modification de posture correspond à un déplacement du CP vers l'arrière et serait une stratégie pour éviter la chute (Boyas et al., 2013) (figure 10).

Lors du TdG, une diminution de -26% de la CMV des FP a été démontrée (Saugy et al., 2013), il est donc probable de s'attendre à des altérations de posture dans ce type de course.

Figure 10 : Statokinésigramme dans deux conditions différentes et altération du contrôle postural



**A gauche :**

Représentation des oscillations du CP d'un statokinésigramme en condition de fatigue et de non fatigue (Vuillerme et al., 2002)

**A droite :**

Altération de la posture mise en évidence par des marqueurs articulaires

Après une tâche fatigante des fléchisseurs plantaires : une augmentation de la flexion dorsale de la cheville, augmentation de la flexion du genou, de la hanche et du dos sont observées (Boyas et al., 2013).

La perturbation du contrôle postural suite à une fatigue des extenseurs du genou a également été étudiée. Il en ressort que la perte de force n'est pas le principal critère pour expliquer les altérations de la posture (Paillard et al., 2010). En comparant l'impact sur la posture d'une tâche fatigante par électrostimulation ou volontaire, cette étude avait mis en évidence que la perte de force était moindre pour la tâche fatigante volontaire mais que la posture était plus altérée. Selon Paillard et al, (2010), la perturbation du contrôle postural dépend plus de la nature de la contraction (volontaire/non-volontaire) et du type de motoneurone sollicité que de la perte de force : les fibres toniques qui sont impliquées dans le contrôle postural sont recrutées en premier lors d'une contraction volontaire et s'épuisent plus rapidement, ce qui n'est pas le cas lors de la contraction électro-induite (Paillard et al., 2010). De plus, il semblerait que l'altération de la posture serait également liée à un

« affaiblissement » de l'efficacité des afférences sensorielles (Chaubet and Paillard, 2012).

L'altération de la posture lors du TdG a déjà fait le sujet d'une étude parue en 2014 (Degache et al., 2014). Une analyse de la posture (YO/YF) sur une plateforme de force avait été réalisée en pré, milieu et fin de course. Un groupe contrôle, également privé de sommeil mais ne participant pas à la course, était évalué en parallèle. Les mesures standard de posture ainsi que le SDA avaient été analysés. L'hypothèse de cette étude était que les altérations de la posture étaient plus influencées par la fatigue musculaire et le profil de course que par le manque de sommeil. Le groupe contrôle n'a pas altéré sa posture malgré la privation de sommeil. Le groupe de coureur a montré une dégradation significative des paramètres posturaux (CPxy, CPx, CPy) en post par rapport à la condition pré, ainsi qu'une différence significative pour CPxy, CPx en post par rapport à la mi-course, dans la condition YO. Dans cette étude, les paramètres posturaux étaient plus affectés dans la direction antéro-postérieure (AP) que médio-latérale (ML). Leur conclusion est que le profil de course du TdG qui correspond à un terrain instable, rocailleux, en altitude, avec du dénivelé semble être un des facteurs de l'altération de la posture (Degache et al., 2014).

Dans la littérature, on retrouve donc deux types de prospection qui étudient la fatigue sur l'altération de la posture : certaines étudient l'impact d'une fatigue locale (un groupe musculaire, mono-articulaire) tandis que d'autres se concentrent sur l'effet d'un exercice global (pluri-articulaire, plusieurs groupes musculaires) (Paillard, 2012). Lors du TdG, le deuxième cas de figure est principalement considéré, car courir correspond à un exercice où tout le corps est impliqué. La course à pied affecte les récepteurs sensitifs puis son intégration et indirectement la commande motrice (Lepers et al., 1997).

Dans son étude, *Paillard, (2012)*, décrit les effets de la fatigue locale et globale sur le contrôle postural. Pour l'exercice global, comme la course à pied, les mécanismes impliqués décrits dans l'altération de la posture sont les suivants (Paillard, 2012) :

- effet de l'activation du métabolisme : il a été constaté que lorsque l'intensité de l'exercice est augmentée au-dessus du seuil d'accumulation des lactates, une détérioration de la posture est observée (augmentation des oscillations du CP), (figure 11). Cependant, l'article relate également qu'un exercice continu à basse intensité de longue durée altère aussi la posture.
- effet des métabolites : les métabolites relâchés durant l'exercice musculaire altèrent la posture en ayant un effet inhibiteur (via la corne dorsale de la moelle) sur le réflexe du motoneurone et la boucle gamma.
- effet de la déshydratation sur l'altération du système vestibulaire (Lion et al., 2010) : une baisse du fluide vestibulaire influencerait l'homéostasie des labyrinthes osseux et diminuerait ainsi la contribution du système vestibulaire dans la régulation de la posture.
- altérations sensorielles de la vision et de la proprioception lors de la course à pied : la vision nous informe d'une scène visuelle (vers l'arrière) qui est en mouvement opposé au mouvement du corps (vers l'avant), il y aurait une opposition entre ces deux informations. De plus les mouvements verticaux de la tête lors de la course à pied peuvent altérer la sensibilité des otolites et diminuer l'information vestibulaire (Derave et al., 2002).
- la course à pied et le profil de course du TdG ont pour conséquence que le mode de contraction excentrique est fréquemment sollicité. Ce type de contraction est plus délétère pour le muscle et induit des dommages musculaires. Le contrôle postural serait plus perturbé après ce type de contraction (Paillard, 2012).

Figure 11 Lien entre l'intensité de l'exercice et le CP.

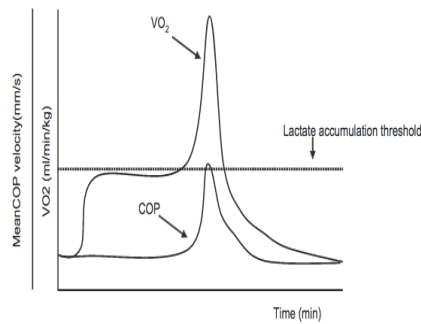


Fig. 1. The relation between the oxygen uptake ( $\dot{V}O_2$ ) and the mean velocity of the displacement of the centre of foot pressure (COP). The mean velocity of the COP increases significantly when the energy expenditure exceeds the lactate accumulation threshold.

On observe qu'une intensité au-dessus du seuil lactique correspond à une augmentation de l'oscillation du CP (Paillard, 2012)

En condition de fatigue musculaire locale, le système de régulation du contrôle postural est affecté, la qualité et le traitement de l'information sensorielle sont modifiés et par conséquent la commande motrice l'est aussi (Paillard, 2012) (figure 12).

Figure 12 : Processus de la perturbation du contrôle postural dû à une fatigue musculaire locale (Paillard, 2012).

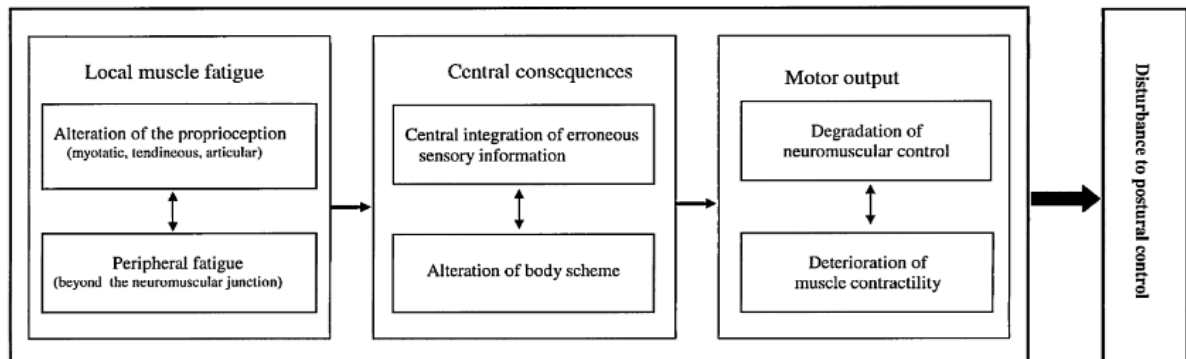


Fig. 4. The process of disturbance to postural control due to localized muscle fatigue. Prolonged and/or strong voluntary contractions of the extensor muscles (e.g. plantar-flexors, knee extensors or hip abductors-adductors) are likely to induce central perturbations which amplifies the disturbance to the postural system.

### Effet de l'altitude sur la posture

Lors du TdG plus de 20 cols à plus de 2000m d'altitude avec un pic à 3299m au col Loson sont comptés.

Une récente étude a analysé l'effet de l'altitude sur la posture (Degache et al., 2012). Cette étude a comparé les résultats du statokinésigramme dans trois situations différentes :

- normoxie normobarique à 400m



- hypoxie normobarique à 1700m et 3000m, altitude simulée dans une chambre hypoxique
- hypoxie hypobarique à 1700m et 3000m, altitude réelle

En analysant les résultats obtenus pour l'hypoxie hypobarique à 1700m par rapport à celle de 400m dans la condition YO, cette étude a démontré une augmentation de la surface du statokinésigramme, une augmentation de l'oscillation AP significative et une diminution de la variance de vitesse du CP significative (Degache et al., 2012). A 3000m, une augmentation significative du CPs est observée par rapport à 400m. Une perturbation du système vestibulaire due à la diminution de la pression (milieu hypobare), semble jouer un rôle dans l'altération du contrôle postural davantage que l'effet de l'hypoxie (Degache et al., 2012).

Etant donné que dans notre étude, les mesures se déroulent entre 330m et 1662m, le paramètre « altitude » à lui seul pourra déjà perturber la posture.

La vision ne semble également pas épargnée par l'altitude. L'étude de *Benedek et al., (2002)*, a testé la vision dans une chambre hypoxique hypobarique, (altitude simulée de 5500m durant 5minutes), (Benedek et al., 2002). Leur conclusion est qu'une exposition de courte durée augmente la sensibilité de la rétine et favorise les contrastes visuels, mais qu'une exposition prolongée induit une baisse de la vision.

### *Effet du climat sur la posture*

Le TdG se déroule dans un milieu extérieur où l'on passe de la plaine à des conditions de moyenne et haute montagne. La météo et les températures peuvent donc varier rapidement.

Lors d'une étude de cas, il a été démontré que la cornée de l'œil pouvait geler lors de course d'ultra-trail lorsque les coureurs étaient exposés au froid et au vent et qu'ils recommandaient d'utiliser une protection (lunettes) lors de ce type de course, (Cope and Kropelnicki, 2015). Par conséquent, si la cornée et indirectement la vision sont altérées, la posture le sera probablement.

Dans la littérature, l'effet sur la posture de l'hypothermie plantaire ou de l'inhibition des afférences sensibles du pied, est étudié grâce au froid, à l'anesthésie et l'ischémie (Germano et al., 2016; Oddsson et al., 2004). Des

résultats contradictoires entre les différentes études ont mené *Germano et al.*, (2016), à analyser la posture dynamique sur une plateforme de force thermique à 25°C, 12°C et 0°C dans quatre conditions différentes (Germano et al., 2016). Lorsqu'ils ont analysé 25°C vs 0°C, ils ont observé une diminution du CPxy à 0°C alors qu'ils s'attendaient à une augmentation. Leur conclusion est que la sensibilité plantaire est altérée par le froid, mais que la posture est préservée par des mécanismes anticipatoires et compensatoires.

En associant les perturbations de la vision et la diminution de la sensibilité plantaire, dues aux conditions extrêmes que l'on peut retrouver dans le TdG (froid, vent, neige, ...), il est légitime de penser que la posture peut être altérée (Oddsson et al., 2004). Cependant les récoltes des données de notre étude sont réalisées lors des points de ravitaillement et se déroulent dans un endroit par conséquent « confortable ».

### *Blessures et posture*

L'étude de *Hoffman & Krishnan*, (2014), a réalisé une base de données concernant la prévalence des maladies chroniques, la santé, les facteurs de risque et les blessures chez 1212 coureurs d'ultra-marathon sur une durée de 12 mois (Hoffman and Krishnan, 2014). La figure ci-dessous met en évidence le nombre, la distribution et l'incidence des blessures dans les courses d'ultra-marathon (figure 13). Après avoir décrit le rôle primordial du pied pour la régulation de la posture, les blessures de type fracture de stress, lésions de la peau (cloques...), fasciite plantaire, l'hypothèse qu'une lésion du pied peut altérer la posture semble probable (Oddsson et al., 2004). De plus, la course à pied génère des dommages au niveau des mécanorécepteurs plantaires et vient confirmer cette hypothèse (Paillard, 2012).

Figure 13 : Nombre, distribution et incidence des blessures de 1212 ultramarathoniens (Hoffman and Krishnan, 2014)

**Table 5.** Number, distribution, and incidence of various exercise-related injuries in the prior 12 months among 1,212 active ultramarathon runners.

Injury Type and/or Location	n	Distribution (%)	Incidence (%)
Fractures not involving the extremities	12	0.6	1.0
Upper extremity injuries including fractures	17	0.9	1.4
Back injuries	150	7.9	12.4
Iliotibial band issue	191	10.1	15.8
Hip flexor strain	106	5.6	8.7
Hamstring strain	143	7.5	11.8
Stress fracture involving femur/hip	6	0.3	0.5
Other leg, pelvis or hip issues	45	2.4	3.7
Knee issues	291	15.3	24.0
Calf strain	159	8.4	13.1
Achilles tendinitis or tear	131	6.9	10.8
Lower leg or ankle tendinitis not involving Achilles	111	5.8	9.2
Stress fracture involving tibia or fibula	23	1.2	1.9
Other lower leg injuries	18	0.9	1.5
Ankle sprain	131	6.9	10.8
Plantar fasciitis	129	6.8	10.6
Stress fracture involving foot	41	2.2	3.4
Morton's neuroma	38	2.0	3.1
Metatarsalgia	38	2.0	3.1
Great toe metatarsal phalangeal joint pain (bunion)	30	1.6	2.5
Other foot and ankle injuries	54	2.8	4.5
Skin wounds, blisters, and infections	18	0.9	1.5
Other not previously specified	18	0.9	1.5

## 1.4 Intérêt de l'étude

Les courses d'ultratrail sont devenues populaires ces dernières années et de plus en plus de courses voient le jour chaque année. Le nombre de demandes d'inscriptions pour l'UTMB est passé de 722 en 2003 à 5519 en 2016. Sur le TdG, l'année 2016 correspond à un record avec 2544 préinscriptions, pour un total de 660 participants.

En parallèle, les chercheurs s'intéressent aux conséquences physiologiques, aux adaptations du corps humain lors de ce genre d'efforts hors normes. Pour cette raison, les études sur le sujet sont récentes et de plus en plus nombreuses.

Il a été démontré qu'une fatigue musculaire « locale » et « globale » altérerait la posture (Paillard, 2012). Lors d'une course comme le TdG, l'étude *de Degache et al, (2014)* a déjà objectivé l'altération de la posture en pré, milieu et fin de course, mais aucune étude ne s'est concentrée sur les variations de la posture durant la course.

Le but de cette étude est d'étudier la cinétique de la dégradation du contrôle postural tout au long du TdG, avec des prises de mesures réalisées lors de chaque base vie (BV).

Selon les différentes études présentées, les groupes musculaires étudiés dans la littérature pour la posture se résument principalement aux extenseurs du genou et aux fléchisseurs plantaires. Lors de cette étude, les extenseurs et les fléchisseurs du genou, ainsi que les adducteurs et abducteurs de hanche seront pris en compte.

L'hypothèse est que l'altération de la posture n'est pas linéairement croissante lors du TdG, et qu'il existe une corrélation entre la baisse de force et l'altération du contrôle postural.

## 2. Méthode

### 2.1 Sujets

Vingt-huit sujets, trois femmes ( $40.5 \pm 13.2$  ans) et vingt-cinq hommes ( $45.8 \pm 9,19$  ans), ont participé volontairement à l'étude. Le plus jeune sujet avait 22 ans et le plus âgé 64ans. Ils mesuraient en moyenne  $176.7 \pm 8$ cm et pesaient  $72.8 \pm 9$ kg. Tous les sujets étaient informés de la procédure et des risques des tests. Tous étaient volontaires et ont signé une charte de consentement, de plus ils étaient libres de quitter l'étude durant la course. Cette étude a été approuvée par le comité d'éthique de l'Université de Vérone, Italie (département de neurologie, neuropsychologie, morphologie et sciences motrices). Tous les sujets étaient expérimentés dans ce type de course et aucun ne présentait de problème médical au départ. Il n'y avait pas de groupe contrôle. Ce type d'étude correspond à une étude exploratoire sur sept jours d'ultratrail.

### 2.2 Design expérimental

L'étude se déroule lors de la 6<sup>ème</sup> édition du Tor des géants, du 13 au 20 septembre 2015. La distance totale à parcourir est de 330km (sans étape) en moins de 150 heures. Elle comprend six bases vie (BV) où les participants peuvent se reposer, se nourrir, se réhydrater. Les différents tests ont lieu lors des cinq premières bases vies. Le point de départ est Courmayeur et les bases vies, présentées ci-dessous, ont les caractéristiques suivantes (annexe 1 et 2) :

- Pré : Courmayeur, départ, 1224m
- BV1 : Valgrisenche, 48.6km, 1662m
- BV2 : Cogne, 102.1 km, 1531m
- BV3 : Donnas, 148.7 km, 330m
- BV4 : Gressonay Saint Jean, 200.3 km, 1329m
- BV5 : Valtournenche, 236.3 km, 1526m

La durée de récupération aux bases vies n'est pas soustraite au temps final. Pour cette raison, les tests utilisés pour évaluer la posture ainsi que les autres paramètres étudiés doivent être faciles et rapides, afin de ne pas compromettre le temps de récupération aux bases vies et de favoriser l'adhésion des sujets à l'étude. Tous les sujets ont été testés en pré course, le jour même du départ et lors de chaque BV. L'ordre de passage des sujets aux différents tests se fait

selon l'ordre d'arrivée et la disponibilité des postes. Aucune familiarisation n'a eu lieu les jours précédant la course. Ci-dessous sont présentés les différents tests effectués en pré et lors des différentes BV (figure 14) :

Figure 14 : Plan des tests effectués sur les différentes BV

Pré	BV1	BV2	BV3	BV4	BV5
Posture	Posture	Posture	Posture	Posture	Posture
Force	Force		Force		force
EVA	EVA	EVA	EVA	EVA	EVA

## 2.2.1 Protocole des tests

### Mesure de la posture

L'évaluation de la posture se fait par l'utilisation d'une plateforme de posturographie (Win-posturo) ainsi que de son logiciel Win-posturo relié à un PC (2.4 Medicauteur, Balma, France). Le même outil de mesure a déjà fait ses preuves, car il a été utilisé dans l'étude de *Degache et al, (2014)*. Les caractéristiques techniques ainsi que la plateforme sont présentées ci-dessous (figure 15) :

Figure 15 : Plateforme de posturographie et caractéristiques techniques

(<http://www.medicapteurs.fr/fr/produits/2/win-posturo>)



Caractéristiques mécaniques	
Taille (longueur/largeur/hauteur)	530 x 460 x 35 mm
Epaisseur	12 mm
Poids	7,8 kg
Matériaux	Aluminium AU4G rectifié
Caractéristiques électroniques	
Charge maximale	250 kg
Non-linéarité	<0,2%
Résolution	900 points/kg
Hystérésis	<0,2%
Fréquence d'acquisition	Programmable de 5Hz à 40Hz
Conversion analogique-numérique	16 bits
Type d'interface PC/plate-forme	USB
Alimentation	Par le câble USB
Système d'exploitation requis	Seven, 8, 10

Lorsque les sujets arrivent à la BV, ils s'installent debout sur la plateforme, avec les chaussures, en formant un angle de 30° avec les pieds. Ils ont comme consigne de garder cette position bipodale en maintenant les bras le long du corps et les YO tout en fixant un repère visuel situé devant eux à environ 1m.

La durée de la prise de mesure est de 51.2 secondes à une fréquence d'échantillonnage de 40Hz, ce qui résulte de 2048 données par série.

### *Mesure de la force*

Des mesures de force des extenseurs/fléchisseurs du genou, des abducteurs et adducteurs de hanche pour le côté droit et gauche ont été mesurées à l'aide de deux dynamomètres manuels (MICROFET® 2, HOGGAN Health Industries, Salt Lake City, UT, USA), (Baseline Electronic pushpull dynamometer, Model 12-0343, New York, USA). Trois mesures successives ont été prises par groupes musculaires, la valeur maximale a été retenue pour chaque sujet. Les valeurs obtenues représentent la CMV de chaque groupe musculaire et s'exprime en kilo (kg). Pour chaque test, la consigne était de pousser le plus fort possible. Les prises de mesures des différents groupes (avec les muscles impliqués) ont été réalisées de la manière suivante :

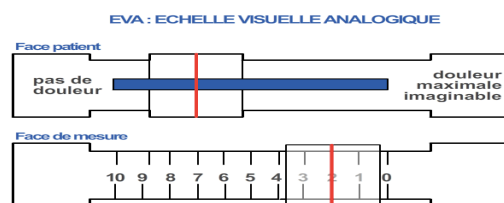
- Extenseurs du genou (quadriceps) : *le sujet est assis avec 90° de flexion de genou, une extension est demandée, il n'y a pas d'appui avec les membres supérieurs. Le dynamomètre est positionné en dessus de la cheville.*
- Fléchisseurs du genou (ischios, tenseur du fascia lata, gracile) : *Le sujet est assis avec 90° de flexion de genou, une flexion de genou est demandée contre le dynamomètre. Le dynamomètre est positionné en dessus de la cheville.*
- Abducteurs (moyen fessier, tenseur du fascia lata) et adducteurs de hanche (long, court et grand adducteurs, pectiné, gracile) : *Le sujet est debout contre un mur, ou devant une table avec un appui des membres supérieurs. Il réalise une abduction puis une adduction de hanche. Le dynamomètre est positionné à l'extrémité de son membre inférieur.*

La reproductibilité intra/inter examinateur, ainsi que la validité de l'utilisation d'un dynamomètre pour objectiver la force de ces groupes musculaires a été validée (Aramaki et al., 2016; Kim et al., 2014).

## Echelle visuelle analogique

Plusieurs paramètres ont été évalués par l'échelle visuelle analogique (EVA) numérotée de 0-10 cm (figure 16). La valeur 0 correspond à « aucune douleur », la valeur 10 à « une douleur maximale imaginable ». Les variables suivantes ont été évaluées : la douleur au niveau du pied, du genou, de la hanche, à gauche et à droite. Ainsi que l'évaluation de la douleur au niveau de l'estomac, la sensation de fatigue, de sommeil et de l'humeur. Cette évaluation permet d'avoir une évaluation subjective de la douleur et de l'effort perçu au long de la course. L'utilisation de l'EVA a été validée dans le monde hospitalier pour l'évaluation de la douleur aiguë et de la fatigue (Ricard-Hibon et al., 1997; Tseng et al., 2010).

Figure 16 : EVA



(<http://www.demain-sans-douleur.com/comprendre/evaluation-douleur/>)

## 2.3 Analyse de données

### 2.3.1 Analyse du statokinésigramme

La posture s'analyse par les résultats et les différents paramètres standard du statokinésigramme (Gagey, 2004, p. 62-75), (figure 17). Les différentes variables recueillies sont les suivantes :

- Longueur X (CP<sub>x</sub>, mm) :  
*Correspond aux déplacements du centre de pression sur l'axe ML*
- Longueur Y (CP<sub>y</sub>, mm) :  
*Déplacement du centre de pression sur l'axe AP*
- Longueur XY (CP<sub>xy</sub>, mm) :  
*Comprend l'ensemble des déplacements en X et en Y*
- Surface du CP (CP<sub>s</sub>, mm<sup>2</sup>) :  
*Représente une ellipse qui comprend le 90% des échantillons du CP et correspond à la mesure statistique la plus rigoureuse. « Elle*



évalue la stratégie du système postural d'aplomb : maintenir au mieux le centre de gravité au voisinage de sa position moyenne d'équilibre», (Gagey, p.68, 2004).

- Vitesse moyenne (CPvm, mm.s<sup>-1</sup>) :  
Est un indicateur de la capacité des sujets à contrôler leur posture et maintenir la stabilité (Degache et al., 2014). La vitesse correspond à la distance totale (XY) divisée par le temps d'échantillonnage.
- Variance de vitesse (CPvv, mm.s<sup>-1</sup>) :  
La variance de vitesse est le reflet de l'activité neuromusculaire totale pour le maintien de la posture.

Figure 17 : Représentation d'un statokinésigramme (Collins and Luca, 1992)

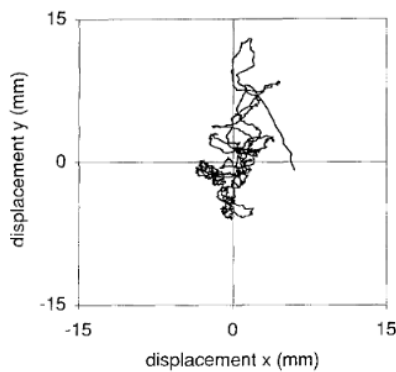


Fig. 1. Typical 30-s stabilogram for a healthy young individual during quiet standing. Mediolateral and anteroposterior COP displacements are plotted along the x-axis and y-axis, respectively

### 2.3.2 Analyse du SDA

Une analyse plus précise de la posture, par la méthode du SDA est également réalisée pour chaque sujet lors de chaque BV. A l'aide d'une routine, les valeurs standard du SDA en pré et lors de toutes les BV sont calculées. Cette méthode a été validée lors de l'étude de *Collins & Luca, (1992)*.

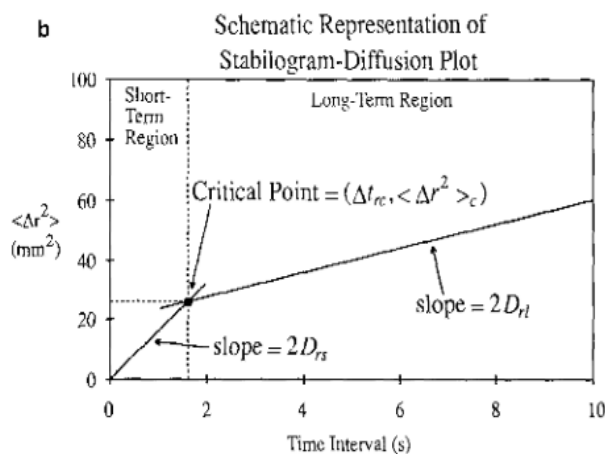
Les valeurs mesurées par le SDA sont les suivantes (figure 18) :

- Coefficient de diffusion court, (mm<sup>2</sup>/s) (DSx, DSy) : correspond à la droite de la régulation à court terme, en boucle ouverte
- Coefficient de diffusion long, (mm<sup>2</sup>/s), (DLx, DLy) : correspond à la droite de la régulation à long terme, en boucle fermée

- Le point critique défini par TC (secondes) et RC ( $\text{mm}^2$ ), en  $x$  et en  $y$

Ces paramètres permettent d'obtenir deux droites linéaires, ainsi qu'un point critique qui correspond au point d'inflexion entre les deux droites en fonction du temps. Ce point critique détermine le passage de la régulation en boucle ouverte (short term region) en boucle fermée (long term region). Deux analyses sont possibles : une dans le plan AP (valeurs  $y$ ), l'autre dans le plan ML (valeurs  $x$ ). Le point TC comprend une variable temps, tandis que RC est lié à une variable énergétique.

Figure 18 : Représentation schématique du SDA (Collins and Luca, 1992)



b. A typical resultant planar stabilogram-diffusion plot ( $\langle \Delta r^2 \rangle$  vs  $\Delta t$ ) generated from COP time series according to the method shown in (a). The diffusion coefficients  $D_{rs}$  and  $D_{rl}$  are computed from the slopes of the lines fitted to the short-term and long-term regions, respectively. The critical point,  $(\Delta t_{rc}, \langle \Delta r^2 \rangle_c)$ , is defined by the intersection of the lines fitted to the two regions of the plot. The scaling exponents  $H_{rs}$  and  $H_{rl}$  are calculated from the slopes of the log-log plots of the short-term and long-term regions, respectively

### 2.3.3 Analyse des vitesses de course

En fonction des durées de courses entre les différentes BV, les vitesses de course ont été modifiées en « km/h équivalent à plat ». Les temps de course sont mesurés par le chronométrage officiel du TdG. La distance équivalente à plat permet de prendre en compte le dénivelé positif et la distance réelle du parcours. Chaque 100m de dénivelé positif correspond à une majoration d'un km sur un parcours hypothétique aplati.

La formule utilisée pour la calculer est la suivante (Saugy et al., 2013) :

$$\text{Distance équivalent à plat (km)} = \text{distance réelle (km)} + \frac{\text{dénivelé positif (m)}}{100}$$

#### 2.3.4 Analyse statistique

Les valeurs standards statistiques comme la moyenne, l'écart type, la valeur minimale/maximale, le nombre de sujet testé sont calculés pour toutes les variables du statokinésigramme, du SDA, de la force et de l'EVA. La normalité de l'échantillon a été testée à l'aide du test de Kolmogorov-Smirnov.

Des tests statistiques de variance à mesures répétées (ANOVA, one way) sont réalisés pour l'ensemble des paramètres entre les conditions pré, BV1, BV2, BV3, BV4, BV5.

Le coefficient de corrélation (CC) est calculé en utilisant les valeurs delta. Pour chaque BV, le CC entre les mesures standards de posture, de vitesse et d'EVA sont calculés sur Excel. Le CC, entre les valeurs de posture et de force, est calculé pour les BV1, BV3, BV5.

Le CC entre le niveau de performance (ranking) et les paramètres standards de posture (valeur absolue et delta) est mesuré pour chaque BV.

La valeur de probabilité (p) est statistiquement significative si  $p \leq 0.05$ .

## 4. Résultats

La course a été annulée dès le 200km (BV4) en raison des conditions météorologiques, cependant certains participants, dont six de notre étude, ont continué la course jusqu'à la BV5 (236km). La durée moyenne de l'effort est de  $83.53h \pm 3.26h$ . Le maximum d'heures est de 92.41h et le minimum de 77.75h. Une liste de résultats des sujets est présentée dans l'annexe 3. Trois sujets n'y sont pas inscrits.

Un des sujets féminin n'a pas participé aux prises de mesure de posture dès le départ de la course. Ci-dessous est présenté un tableau résumant le nombre de participants pour chaque prise de mesures lors des différentes BV (tableau 1). Malgré le faible nombre de participants à la BV5, les valeurs mesurées sont prises en considération.

Tableau 1 : Nombre de participants pour les différents paramètres mesurés

	Nombre de participants (n)		
	Posture	EVA	Force
Pré	28	27	27
BV1	26	25	23
BV2	27	27	
BV3	26	26	21
BV4	21	26	
BV5	6	6	5

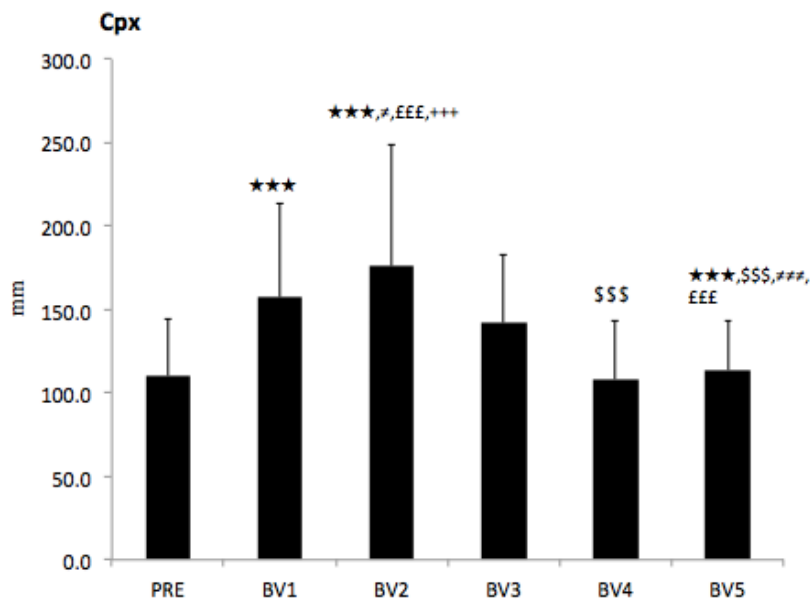
### 4.1 Valeurs standards du statokinésigramme

Les résultats des valeurs standards sont dévoilés sous forme de graphique avec les moyennes et écart-types, les valeurs exprimées en pourcent représentent les moyennes des valeurs delta par rapport à la condition pré. Les résultats sont tirés de l'ANOVA, one way avec  $P < 0.05$ ,  $p < 0.01$ ,  $p < 0.001$  pour les valeurs statistiquement significatives.

### CPx :

Les mesures de la BV2 sont statistiquement différentes de toutes les BV sauf pour la BV1. Il y a donc une altération de la posture dans le plan ML, avec un pic au 100km. Une différence significative à la BV1 par rapport à la condition pré est observée. A la BV2, le CPx a augmenté de  $55 \pm 41\%$  par rapport la condition pré. La BV4 est significativement différente de la BV2 et de la BV1. La BV5 est significativement différente de toutes les autres conditions, avec une différence de  $3.38 \pm 24.13\%$  par rapport à la condition pré.

Graphique 1 : CPx



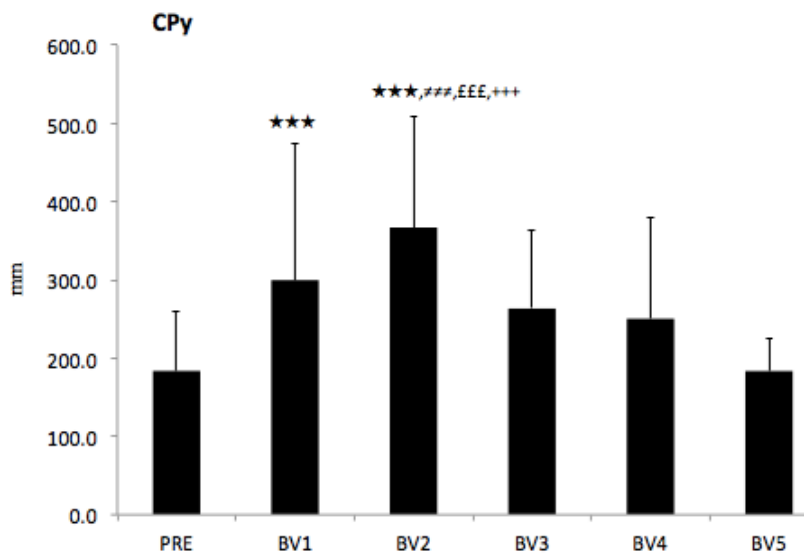
Moyenne ± écart type

- \*\*\* diff. sign pré  $p < 0.001$
- \$\$\$ diff. sign BV1  $p < 0.001$
- ≠ diff. sign BV3  $p < 0.05$ ; ≠ ≠ ≠  $p < 0.001$
- £££ diff. sign BV4  $p < 0.001$
- +++ diff. sign BV5  $p < 0.001$

### CPy :

Dans le plan antéro-postérieur, la BV2 représente à nouveau un pic où l'altération de la posture est à son maximum, une différence significative avec toutes les BV sauf avec la BV1 est observée. L'augmentation du CPy à la BV2 par rapport à la condition pré est de  $110.9 \pm 49.18\%$ . L'augmentation du CPy entre la condition pré et la BV1 est également significative ( $54.47 \pm 64.07\%$ ).

Graphique 2 : CPy



Moyenne ± écart type

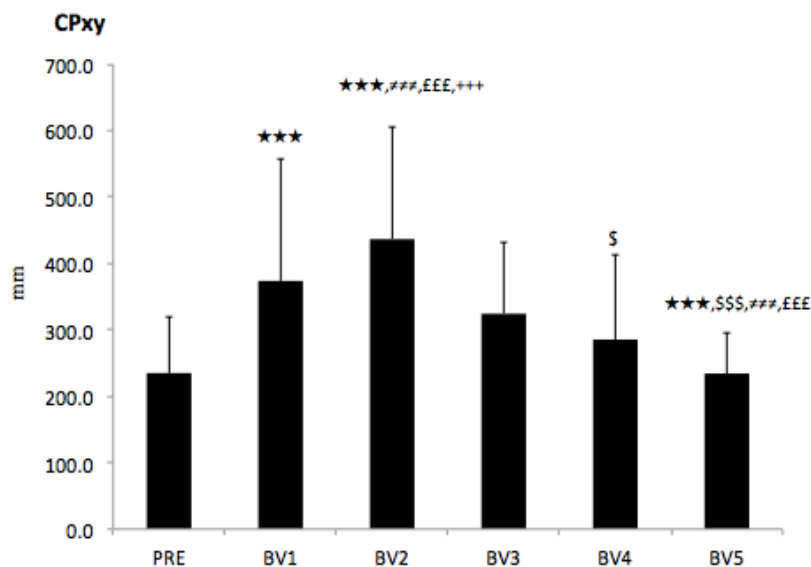
- \*\*\* diff. Sign pré  $p < 0.001$
- ### diff. sign BV3  $p < 0.001$
- EEE diff. sign BV4  $p < 0.001$
- +++ diff. sign BV5  $p < 0.001$

### CPxy :

La longueur totale des déplacements du CPxy est à son maximum à la BV2, ce qui signifie que le CP parcourt plus de chemin au 100km. L'augmentation de CPxy à la BV2 est de  $90.14 \pm 45.27\%$  par rapport à la condition pré. La BV5 est significativement différente de toutes les autres conditions et présente une différence de  $3.48 \pm 18\%$  par rapport à la condition pré.

Une différence significative est également mise en évidence à la BV1 ( $50.94 \pm 59.70\%$ ) par rapport à la condition pré et à la BV4 par rapport à la BV1.

Graphique 3 : CPxy



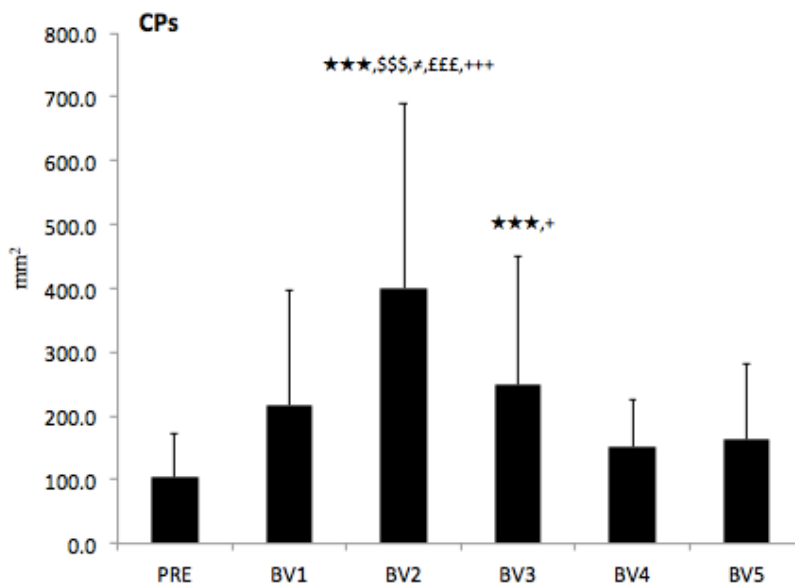
Moyenne ± écart type

- \*\*\* diff. Sign pré  $p < 0.001$
- \$ diff. sign BV1  $p < 0.05$ ; \$\$\$  $p < 0.001$
- ≠ diff. sign BV3  $p < 0.001$
- £££ diff. sign BV4  $p < 0.001$
- +++ diff. sign BV5  $p < 0.001$

### CPs :

La surface d'oscillation est à son maximum lors de la BV2 avec une augmentation de  $317.88 \pm 220.06$  % par rapport à la condition pré. La BV2 est d'ailleurs significativement différente de toutes les autres BV. Une différence significative entre la BV3 et la condition pré ainsi qu'entre la BV3 et la BV5 est également observée. L'absence d'une différence significative entre la condition pré et la BV4/BV5 indique que la cinétique de la posture est biphasique, avec une phase de dégradation jusqu'à la BV2 suivi d'une phase d'amélioration des paramètres posturaux. Les paramètres posturaux de la BV5 ont une augmentation non significative de  $26.28 \pm 121.50\%$  par rapport à la condition pré.

Graphique 4 : CPs



Moyenne  $\pm$  écart type

- \*\*\* diff. Sign pré  $p < 0.001$
- \$\$\$ diff. sign BV1  $p < 0.001$
- ≠ diff. sign BV3  $p < 0.05$
- £££ diff. sign BV4  $p < 0.001$
- + diff. sign BV5 ;  $+++p < 0.001$

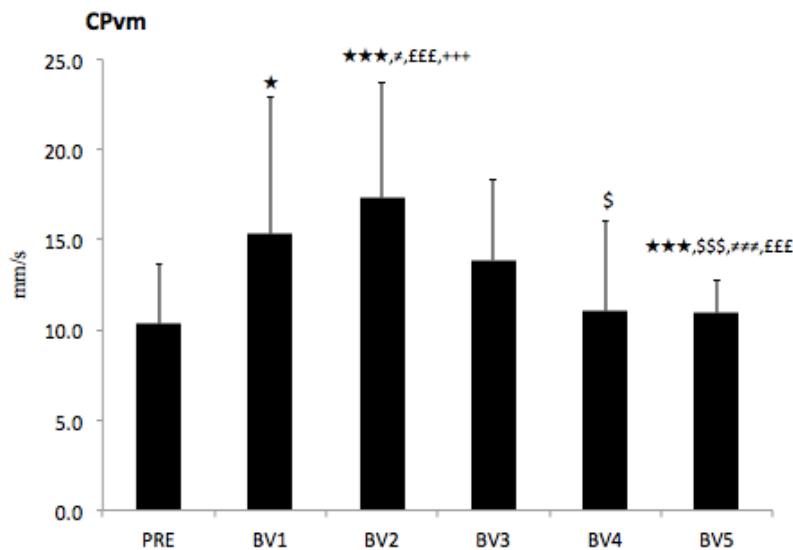


### CPvm :

La BV2 correspond au moment où la vitesse moyenne est à son maximum, l'augmentation de cette vitesse par rapport à la condition pré est de  $69.81 \pm 35.37\%$ . Une valeur plus élevée de vitesse moyenne signifie que la stabilité posturale est moins bonne. La BV5 est statistiquement différente de toutes les autres conditions avec une augmentation de  $13.03 \pm 17.30\%$  par rapport à la condition pré.

Une différence entre la BV1 et la condition pré ainsi qu'entre la BV4 et la BV1 est également observée.

Graphique 5 : CPvm



Moyenne  $\pm$  écart type

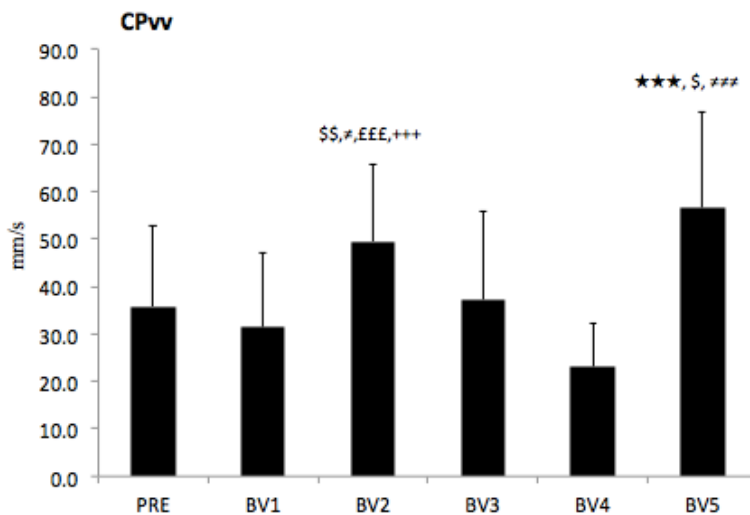
- ★ diff. Sign pré  $p < 0.05$ ; ★★★  $p < 0.001$
- \$ diff. sign BV1  $p < 0.05$ ; \$\$\$  $p < 0.001$
- ≠ diff. sign BV3  $p < 0.05$ ; ≠ ≠ ≠  $p < 0.001$
- £££ diff. sign BV4  $p < 0.001$
- +++ diff. sign BV5  $p < 0.001$

### CP<sub>v</sub>v :

La variance correspond à la dispersion du CP par rapport à la vitesse moyenne. Plus elle est grande, plus cela signifie que l'activité neuromusculaire pour le maintien de la posture est élevée.

La BV5 obtient une valeur plus élevée de  $48.91 \pm 41.25\%$  par rapport à la condition pré et est statistiquement différente de toutes autres conditions sauf avec la BV4. Une différence significative du CP<sub>v</sub>v est également mise en évidence entre la BV2 et les BV1, BV3, BV4 et BV5. A la BV2, l'augmentation du CP<sub>v</sub>v est de  $95.35 \pm 172.74\%$  (non significatif) par rapport à la condition pré.

Graphique 6 : CP<sub>v</sub>v



Moyenne ± écart type

- \*\*\* diff. Sign pré  $p < 0.001$
- \$ diff. sign BV1  $p < 0.05$ ; \$\$  $p < 0.01$ ;
- # diff. sign BV3  $p < 0.05$ ; ###  $p < 0.001$
- £££ diff. sign BV4  $p < 0.001$
- + diff sign BV5  $p < 0.05$ ; ++  $p < 0.01$

Ci-dessous est présenté un résumé des valeurs moyennes et écart type des différents paramètres du statokinésigramme (tableau 2). Les valeurs maximales des variables se retrouvent lors de la BV2, sauf pour CP<sub>v</sub>v, ce qui montre que la régulation et le maintien de la posture est plus difficile au 100km de course, car tous les paramètres du statokinésigramme se sont dégradés. En observant les valeurs absolues entre la condition pré et la BV5, les valeurs auraient

« tendance » à revenir à la normale. Par conséquent, il n'y a pas de dégradation linéaire des paramètres posturaux.

Tableau 2 : Valeurs absolue des paramètres standards

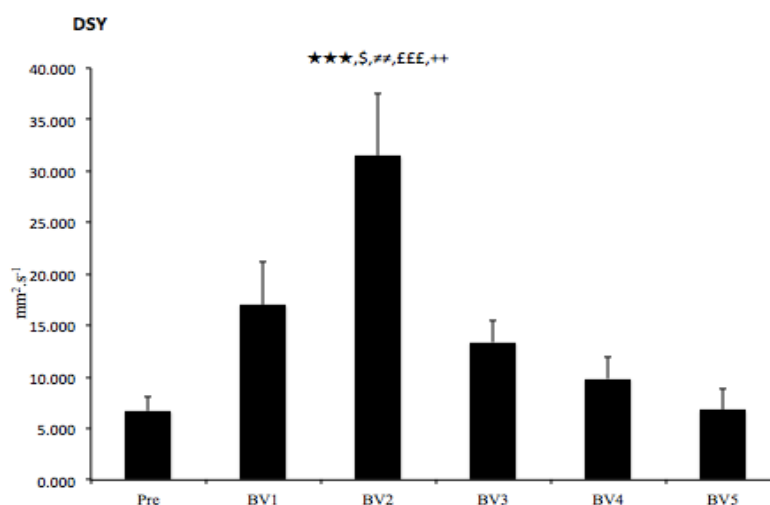
	PRE	BV1	BV2	BV3	BV4	BV5
<b>CPs</b>	104.16±68.3	217.23±180.71	400.69±289.46	248.65±200.63	152.02±74.23	162.5±119.54
<b>Cpxy</b>	234.98±84.3	373.62±183.76	436.48±169.16	324.23±107.31	285.37±126.51	234.27±61.23
<b>CPx</b>	110.33±34.07	157.38±56.3	175.63±73.26	142.09±40.27	108.23±35.27	113.68±29.23
<b>Cpy</b>	183.67±75.63	299.61±175.14	366.85±140.68	263.32±99.99	250.31±130.06	183.48±41.42
<b>CPvm</b>	10.33±3.34	15.32±7.54	17.29±6.39	13.87±4.45	11.06±4.99	10.93±1.81
<b>CPvv</b>	35.85±16.88	31.51±15.75	49.55±16.05	37.31±18.61	23.18±9.23	56.69±20.04

Résumé des valeurs moyennes ± écart types des différentes variables du statokinésigramme

## 4.2 SDA

Les résultats pour l'analyse dans le plan ML n'étaient pas significatifs et ce pour toutes les variables en x (DSx, DLx, TCx, RCx) (annexe 4). Les résultats significatifs observés concernent uniquement le plan AP et comprennent la variable DSy, DLy et RCy.

DSy, représente la pente de la régulation à court terme. A la BV2, cette variable est significativement plus élevée qu'à toutes les autres BV. Les deux autres variables RCy et DLy sont également significativement plus élevées à la BV2 par rapport à la condition pré. Par conséquent, les résultats du SDA confirment de manière significative, qu'au 100km, la posture est plus altérée dans le plan AP.



Graphique 7 : DSy, DLy, RCy

Moyenne ± écart type

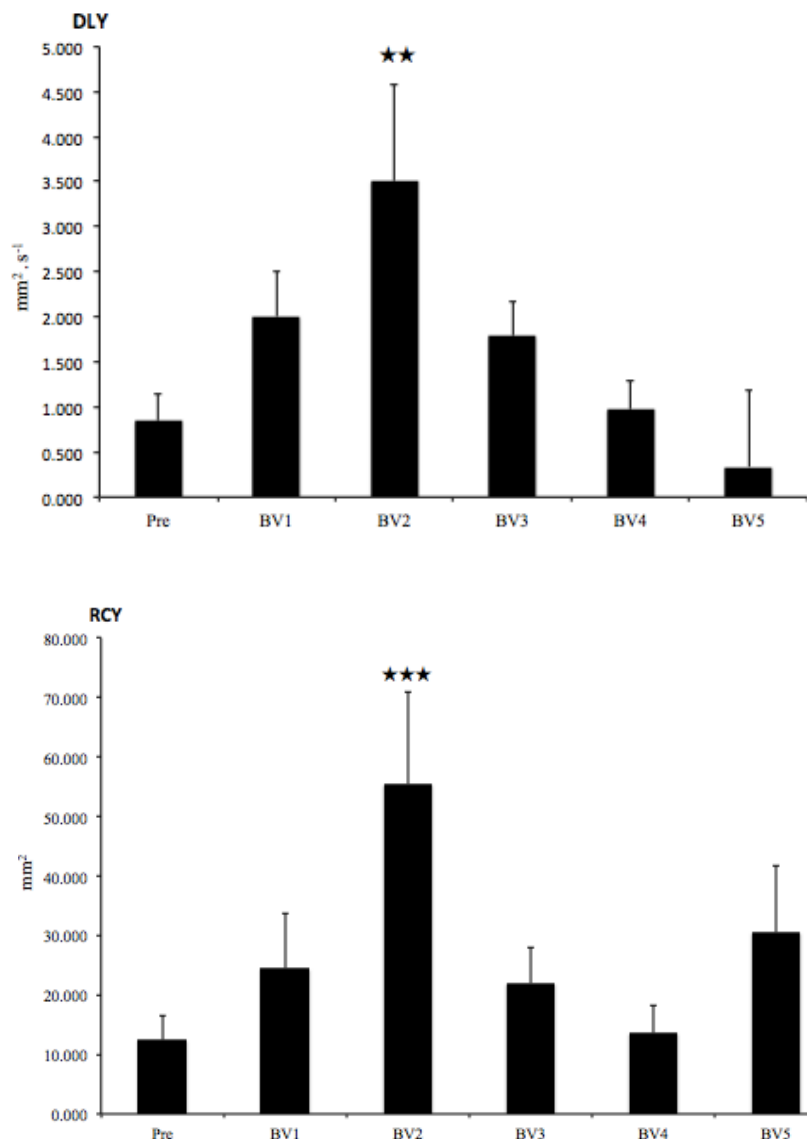
★ ★ diff. sign pré p<0.01; ★ ★ ★ p<0.001

\$ diff. sign BV1 p<0.05

≠ ≠ diff. sign BV3 p<0.01

EEE diff. sign BV4 p<0.001

++ diff. sign BV5 p<0.01



### 4.3 Force

La perte force des extenseurs du membre inférieur droit est significative pour toutes les BV par rapport à la condition pré tandis que pour le membre inférieur gauche une seule différence significative entre la BV1 et la condition pré est observée (tableau 3). Les pertes de force par rapport à la condition pré des extenseurs du genou droit est de  $-17.9 \pm 15.4\%$  à la BV1,  $-18.3 \pm 16.7\%$  à la BV2,  $-23.2 \pm 16\%$  à la BV5, celle du genou gauche de  $-19 \pm 17.8\%$  à la BV1.

Pour les fléchisseurs du genou droit (tableau 3), l'ANOVA a relevé une perte significative de force avec la condition pré pour la BV1 ( $-25.2 \pm 14.9\%$ ) et la BV3 ( $-22.4 \pm 19.7\%$ ). A gauche la perte de force n'est pas significative.

Concernant le groupe musculaire des abducteurs de la hanche gauche, une différence significative de perte de force est observée lors de la BV1 (-10.4±15.3%) et la BV5 (-20.7±13.7%) par rapport à la condition pré (graphique 8). Pour les abducteurs de la hanche droite, les pertes de force observées ne sont pas significatives. Il n'y a que pour le groupe des adducteurs où la perte de force est significative bilatéralement à la BV1 et à la BV3 (tableau 3).

Les différences observées lors de la condition pré, au sein de chaque groupe musculaire droite et gauche, ne sont pas significatives.

Tableau 3 : Valeurs de force

Groupe musculaire	Pre	BV1	BV3	BV5
Extenseurs genou D	317 ± 71	256 ± 62***	258 ± 58***	262 ± 56**
Extenseurs genou G	306 ± 77	244 ± 62***	262 ± 61	274 ± 48
Fléchisseurs genou D	257 ± 52	187 ± 34***	196 ± 48***	212 ± 58
Fléchisseurs genou G	245 ± 43	190 ± 35	191 ± 49	209 ± 42
Abducteurs hanche D	168 ± 20	148 ± 42	153 ± 33	159 ± 21
Abducteurs hanche G	163 ± 19	147 ± 31*	152 ± 35	145 ± 30*
Adducteurs hanche D	208 ± 30	182 ± 48*	184 ± 52*	191 ± 32
Adducteurs hanche G	210 ± 28	184 ± 44*	181 ± 46**	192 ± 40

Moyenne ± écart type en kg

\*diff sign pré p<0.5 ; \*\* p<0.01; \*\*\* p<0.001

Le tableau ci-dessous représente un résumé des pertes de force en pourcent par rapport à la condition pré.

Tableau 4 : Résumé des pertes de forces en % par rapport à la condition pré

Groupe musculaire	BV1	p	BV3	p	BV5	p
Extenseurs genou D	-17.9 ± 15.4	***	-18.3 ± 16.7	***	-23.2 ± 16.	**
Extenseurs genou G	-19.0 ± 17.8	***	-13.2 ± 19.7		-15.6 ± 13.	
Fléchisseurs genou D	-25.2 ± 14.9	***	-22.4 ± 19.7	***	-10.5 ± 28.2	
Fléchisseurs genou G	-21.5 ± 13.9		-22.2 ± 17.6		-13.0 ± 22.2	
Abducteurs hanche D	-11.5 ± 21.9		-8.3 ± 18.1		-8.1 ± 12.2	
Abducteurs hanche G	-10.4 ± 15.3	*	-8.1 ± 18.8		-20.7 ± 13.7	*
Adducteurs hanche D	-12.8 ± 17.3	*	-11.9 ± 21.5	*	-2.2 ± 10.2	
Adducteurs hanche G	-12.1 ± 17.0	*	-13.3 ± 18.6	**	-4.1 ± 20.4	

Moyenne ± écart type en %

\*diff. Sign pré p<0.05; \*\* p<0.01; \*\*\* p<0.001

## 4.4 EVA

Les paramètres subjectifs étudiés avec l'EVA étant les témoins de la douleur, de la fatigue, de la sensation de sommeil et de l'humeur n'ont démontré aucune différence significative lors de l'analyse statistique entre les conditions pré et les différentes BV (annexe 5).

## 4.5 Vitesses de course

Une baisse hautement significative des vitesses de course en km/h équivalent à plat est mise en évidence entre la section 1 et toutes les sections suivantes (tableau 5). La vitesse en km/h équivalent à plat s'articule en trois parties :

- Section 1 : la vitesse initiale, correspond à la vitesse la plus élevée
- Section 2-3 : une diminution significative des vitesses par rapport à la section 1 est observée, sans différence significative entre ces deux sections
- Section 4-5 : une dernière baisse de vitesse significative par rapport à la section 1, 2 et 3 est mise en évidence, sans différence significative entre ces deux sections.

Tableau 5 : Vitesse de course des différentes sections en km/h

	Section 1 (Pré→ BV1)	Section 2 (BV1→BV2)	Section 3 (BV2→BV3)	Section 4 (BV3→BV4)	Section 5 (BV4→BV5)
Vitesse (km/h eq.à plat)	8.25±1	5.76±0.7***	5.94±1***	5.10±0.9***,\$\$\$, £££	5.41±0.7***,\$\$\$, £££
n	29	28	27	21	5

Moyenne ± écart type

\*\*\* diff Sign avec section 1 p<0.001

\$\$\$ diff Sign avec section 2 p<0.001

£££ diff Sign avec section 3 p<0.001

## 4.6 Corrélations

Le CC doit permettre de déterminer si un lien existe entre les différentes variables étudiées. Il a été mesuré en utilisant les deltas de force de chaque groupe musculaire, de posture standard (CPy, CPx, CPxy, CPs, CPvm, CPvv), d'EVA (douleur pied, genou, hanche, estomac et sensation de fatigue, de sommeil et de l'humeur) et lors de chaque base vie. Aucune corrélation significative entre la force de tous les groupes musculaires, les paramètres

posturaux (CPx, CPy, CPxy, CPs, CPvm, CPvv) et les différentes EVA n'ont pu être mise en avant et ce pour toutes les BV. Aucune corrélation n'a pu être mise en évidence entre la perte de vitesse et les paramètres posturaux.

Quelques corrélations significatives ainsi que des tendances ont pu être observées entre le niveau de performance (ranking) et les paramètres posturaux. Les résultats sont présentés dans le tableau 6.

Tableau 6 : CC du niveau de performance (ranking) et des paramètres posturaux

	PRE	BV1	BV2	BV3	BV4	BV5
CPs	$r = -0.44$ $p = 0.02$					
Delta CPx		$r = -0.33$ $p = 0.09$			$r = -0.46$ $p = 0.02$	
Delta CPs			$r = 0.39$ $p = 0.05$			
Delta CPvv				$r = 0.43$ $p = 0.05$		
Delta CPxy					$r = -0.38$ $p = 0.05$	$r = -0.93$ $p = 0.01$
Delta CPy					$r = -0.36$ $p = 0.07$	$r = -0.74$ $p = 0.08$
Delta CPvm						$r = -0.78$ $p = 0.06$

Valeurs significative pour  $p < 0.05$ . Les tendances sont présentées en italique.

En condition pré, le CPs est corrélé négativement avec le niveau de performance, c'est à dire que les plus performants, sont ceux qui ont un CPs plus élevé. Cette corrélation négative est retrouvée pour différents paramètres lors de la BV1, BV4, et BV5. La corrélation la plus forte est retrouvée à la BV5 ( $r = -0.93$ ,  $p = 0.01$ ). Il n'y a qu'à la BV2 et BV3 où la corrélation est positive, les plus performants sont ceux qui dégradent le moins les paramètres posturaux.

## 5. Discussion

L'objectif de ce travail d'étudier la cinétique de la posture tout au long du TdG n'a pu être réalisé que sur une distance de 200km, et pour six sujets jusqu'au 236km (BV5). Les résultats obtenus nous permettent néanmoins d'observer des différences significatives. Notre première hypothèse qui supposait que l'altération de la posture n'est pas linéaire s'est confirmée. La deuxième hypothèse n'a, quant à elle, pas été confirmée : en effet aucune corrélation n'a été retrouvée entre les paramètres posturaux et la perte de force. Les résultats ont clairement démontré une altération de la posture à la BV2 pour les paramètres standard de posture et le SDA dans le plan AP. Etonnamment, aucune valeur de l'EVA n'a démontré de différence significative entre les différentes BV. Une baisse linéaire des vitesses de course (km/h équivalent à plat) significative a été mise en évidence entre différentes sections de course.

### 5.1 Analyse des paramètres standards sur le contrôle postural

Lors des 50 premiers kilomètres, les variables CPxy, CPx, CPy, CPvm augmentent de manière significative par rapport à la condition pré. Par conséquent, en début de course le sujet régule sa posture en augmentant la distance parcourue par son CP, il oscille plus. Par la suite, les analyses ont clairement démontré un pic de dégradation de la posture au 100km (BV2). L'augmentation des valeurs du CPs, CPxy, CPx, CPy, CPvm, CPvv au 100km (BV2) signifie que les sujets oscillent plus dans le plan AP et ML, que le CP parcourt plus de chemin et que l'activité neuromusculaire pour le maintien de la posture est augmentée. A la BV3, tous les paramètres standards sont significativement améliorés par rapport à la BV2. Lors de la BV4, où 21 sujets ont été testés, aucun paramètre n'est statistiquement différent par rapport à la condition pré.

Lors de la BV5, les paramètres posturaux (CPxy, CPx, CPvv, CPvm) des 6 sujets testés, sont affectés de manière significative par rapport à la condition pré. Tous les paramètres posturaux, sauf CPvv, sont améliorés de manière significative par rapport à la BV2.

Ces résultats indiquent que la posture se régule en deux phases durant la course : la première partie, jusqu'à la BV2, correspond à la dégradation des



paramètres posturaux. La deuxième, de la BV2 jusqu'à la BV5, correspond à une phase d'amélioration. Il est difficile de mettre en relation nos résultats avec l'étude de *Degache et al, (2014)*, étant donné que nous n'avons pas de valeurs en fin de course. Son étude n'avait pas montré de différence significative lors de la BV3 (mi-course) par rapport à la condition pré, ce résultat se confirme dans nos résultats. Notre étude a donc permis de mettre en évidence la cinétique de la posture sur 236km et d'observer que l'altération posturale maximale intervient plus tôt que le milieu de la course.

### **Analyse des paramètres posturaux de la BV2**

Au vu des résultats, il est important d'essayer de comprendre les raisons pour lesquelles les paramètres posturaux se dégradent plus fortement à la BV2.

Lors d'un précédent travail de mémoire sur le TdG, il avait été démontré que la section de course la plus exigeante en terme de distance et de dénivelé positif correspondait à la section 2 (BV1→BV2), (Oehen, 2012, p.23). Vu que les oscillations du CP augmentent avec l'intensité (figure 11), il se peut que l'analyse des données de la BV2 soit le reflet d'un effort plus soutenu comparé aux différentes sections.

De plus, la section de course entre la BV1 et la BV2 est la seule qui comprend trois cols à près de 3000m, les sujets passent donc plus de temps en altitude lors de cette section. Comme présenté dans l'introduction, à 3000m le CPs est augmenté de manière significative par rapport à 400m (Degache et al., 2012). Nos résultats peuvent être le reflet que l'exposition aigue à des altitudes plus élevées et de manière prolongée altèrent plus fortement la posture lors de la prise de mesure à la BV2.

Les améliorations observées entre la BV2 et la BV3 peuvent également en partie être liées à l'altitude, la BV2 se situe à 1531m tandis que la BV3 à seulement 330m. L'étude de *Stadelmann et al, (2015)* confirme que l'effet de l'altitude, altère les paramètres posturaux principalement dans le plan AP entre une altitude de 440m et 1630m (Stadelmann et al., 2015). Une autre étude avait également démontré que le control postural était perturbé en altitude, car la vision est le premier sens à être touché par le manque d'oxygène (Nordahl et al., 1998). Par conséquent, l'altitude altère la posture d'une part au niveau

vestibulaire dû au milieu hypobare, et d'autre par la vision dû au milieu hypoxique.

L'altération des paramètres posturaux à la BV2 peut également avoir pour conséquences, qu'après cette BV, des mécanismes de compensations et de protections s'installent dans le but de limiter la dégradation posturale. Cette observation rejoint les conclusions de l'étude de *Saugy et al, (2013)* qui stipule que des stratégies et des réponses adaptatives se mettent en place dans ce type d'effort extrême.

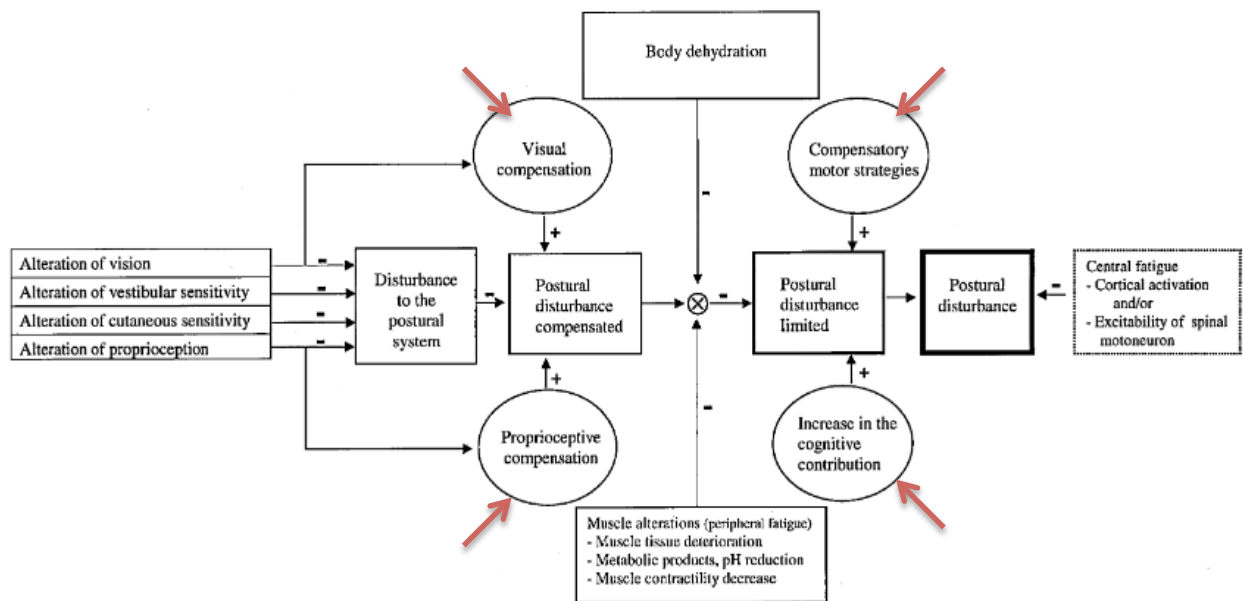
### 5.1.2 Stratégies adaptatives

#### *Compensations posturales*

Les dégradations observées de la posture ont pour conséquences une augmentation de l'activité neuromusculaire et une augmentation des afférences sensitives. Le système arrive à « saturation » et doit trouver d'autres mécanismes pour réguler sa posture. Selon *Paillard (2012)*, les mécanismes d'adaptations lors d'un exercice global sur la posture sont les suivants (Paillard, 2012), (figure 19) :

- Compensations sensorielles : si une des afférences sensitives (vision, vestibulaire, proprioceptive) est perturbée elle sera compensée par les deux autres
- Compensations des ressources cognitives en augmentant le degré de vigilance (Simoneau et al., 2006)
- Compensations de la stratégie motrice par une augmentation de la fréquence de décharges des muscles posturaux paraspinaux, et proximaux
- Réorganisation de la coordination interarticulaire
- Le SNC réajuste le « poids » de chaque information sensorielle et renforce la contribution d'autres sources sensitives

Figure 19 : Compensation et perturbation de la posture après un exercice musculaire global (Paillard, 2012).



Le - indique une perturbation, le + une compensation

Dans le TdG, les compensations visuelles peuvent être perturbées, car l'effet de l'altitude altère la vision (Benedek et al., 2002; Nordahl et al., 1998). De plus, l'attention peut être diminuée par le manque de sommeil et ainsi perturber les ressources cognitives (Degache et al., 2014).

Malgré le fait que les mécanismes de compensations peuvent être affectés dans ce type de course, les sujets ne dégradent pas leurs paramètres posturaux de manière linéaire.

### Compensations protectrices

Lors du TdG, il existe une seule étude sur les adaptations du pattern de course. Elle a observé une augmentation de la fréquence de pas, du duty facteur (rapport entre le temps de contact au sol/temps vol) dû à une diminution du temps de vol et une diminution de la force de réaction du sol (Degache et al., 2016). Cette dernière étude a clairement démontré que le pattern se modifie dans la première partie de la course, puis que dans la seconde partie, les adaptations se maintiennent. Ces résultats rejoignent ceux de la posture. Dans les deux situations, les paramètres posturaux et le pattern de course semblent se dérouler en deux phases, avec à chaque fois des mécanismes de régulation compensatoires qui interviennent.

L'étude de *Morin et al, (2011)* a également mis en évidence les adaptations mécaniques avant et trois heures après un ultratrail de 166km (UTMB). Une augmentation de la fréquence de pas associée à une diminution du temps de vol sans modification du temps de contact, une augmentation de la raideur verticale (*Kvert*) ont été mises en avant. Une diminution de la force de réaction au sol a été objectivée (Morin et al., 2011).

Ce type de pattern « adapté » aux courses de longue distance a pour conséquence une diminution des oscillations du CM, une diminution de l'impact lors de la pose du pied au sol et correspond à une technique plus sûre qui protège les complexes articulaires et musculaires. Une étude a d'ailleurs mis en évidence que le fait d'augmenter la fréquence de pas permet d'avoir un impact biomécanique en réduisant les forces sur l'articulation fémoro-patellaire et permet ainsi de diminuer les douleurs antérieures du genou (Lenhart et al., 2014). L'étude de *Lin et al, (2014)* indique que la force de réaction au sol est un des facteurs principaux en lien avec la vitesse de course, si elle diminue, la vitesse de course diminue également (Lin et al., 2014).

Dans notre étude, le pattern de course et les vitesses ont, à mon avis, un impact indirect sur les mesures de posture. L'effet domino pourrait représenter ce phénomène : une modification du pattern de course implique une baisse des vitesses, qui elle-même induit une diminution des dommages musculaires et indirectement une préservation des paramètres posturaux.

## **5.2 Analyse du SDA sur le contrôle postural**

Les résultats du SDA permettent d'avoir une analyse plus sensible de la régulation de la posture. Les valeurs observées suggèrent que le point critique est décalé vers le haut de manière significative pour l'axe AP à la BV2. Cela signifie que le coût énergétique du passage en boucle ouverte à fermée est plus élevé et que les sujets ont une plus grande dépense d'énergie pour utiliser les afférences sensorielles au 100<sup>ème</sup> km. Des valeurs plus élevées en DSy et RCy indiquent une augmentation de l'activité stochastique durant la région à court terme. Cette augmentation peut être causée par l'augmentation de l'activité agoniste-antagoniste des muscles de la jambe (Degache et al., 2014) et être en lien avec l'augmentation du CPvv qui reflète l'activité neuromusculaire.

L'augmentation de la pente en boucle fermée (DLy) a pour conséquence que pour un même intervalle de temps, les sujets dépensent plus d'énergie pour se réguler et utiliser les afférences sensorielles.

L'étude de *Degache et al. (2014)*, a observé un décalage vers le haut du point critique mais également un décalage vers la droite pour le plan AP et ML. Selon cette étude, la dépense d'énergie pour utiliser les afférences sensorielles était plus élevée et prenait plus de temps. Contrairement à notre étude, elle mettait ainsi en avant une dégradation de la notion de time delay décrite dans l'introduction. Selon *Peterka (2000)*, cette notion de feedback time delay est remise en question. Selon son modèle mathématique, elle ne joue pas un rôle déterminant entre les deux parties du SDA, l'inertie du système n'est pas nécessaire dans la persistance de la régulation à court terme car même sans les feedback un contrôle stable est présent, (*Peterka, 2000*).

En analysant les différences entre le SDA et les valeurs standards du statokinésigramme, les altérations de la posture dans le plan ML ne sont pas identiques. En effet, les valeurs standards mettent en évidence une altération significative ML contrairement au SDA. Cette différence peut s'expliquer par le fait qu'avec le SDA, les dix premières secondes sont prises en compte alors que les valeurs standards de posture sont mesurées sur 51.2 sec. Dès lors, il se peut que les oscillations du CP dans le plan ML interviennent plus tard dans la régulation de la posture, et que le corps s'adapte d'abord aux oscillations AP. De plus, selon *Collins & De Luca, (1992)*, il a été démontré que les coefficients de diffusion étaient plus élevés dans le plan AP que ML. Cette asymétrie est attribuée à l'articulation talo-crurale qui permet les mouvements de flexion dorsale et plantaire de cheville dans le plan sagittal, alors que dans le plan frontal cette articulation est plus stable (*Collins and Luca, 1992*).

### **5.2.1 Mécanismes compensatoires**

Notre étude met en évidence une augmentation significative dans le plan AP de la variable énergétique pour calibrer la posture, grâce à l'analyse du SDA. L'augmentation de l'énergie nécessaire pour se réguler serait donc un mécanisme compensatoire.

D'autres recherches se sont également intéressées à la composante énergétique lors de courses de longue durée (Millet et al., 2009; Vernillo et al., 2015). L'étude de *Vernillo et al., (2015)* a mis en évidence une augmentation significative de 13.1% du coût énergétique dans les descentes sur un ultratrail de 65km. Ils expliquent cette augmentation du coût par le fait que durant les sections de descente, la force générée doit rester élevée, malgré la fatigue musculaire. Cela se fait au détriment du coût énergétique. Selon cette étude, les sujets qui augmentent le plus le coût énergétique sont moins performants. Le coût énergétique serait donc un facteur de la performance dans ce type de course (Vernillo et al., 2015).

### 5.3 Analyse de la force

Selon nos résultats, la perte de force n'atteint pas les 30% présentés dans l'introduction mais des altérations significatives de la posture sont observées. L'auteur avait néanmoins suggéré que dès 6% de perte de CMV, une altération de la posture pouvait déjà être présente (Paillard et al., 2010). Ce n'est donc pas uniquement le pourcentage de perte de force qui altère la posture, la durée de l'exercice et le nombre de muscles sollicités ont également un impact sur le contrôle postural (Paillard, 2012).

Dans notre étude, des pertes de forces significatives, par rapport à la condition pré, ont été observées sans avoir une réelle logique entre le membre inférieur droit et gauche. La seule étude ayant analysé la perte de force lors du TdG, a réalisé sa prise de mesure sur le membre inférieur droit pour les extenseurs du genou et les FP en pré, milieu (BV3) et fin de course sur un ergomètre isométrique (Saugy et al., 2013). En confrontant nos résultats des extenseurs du genou droit aux leurs, les pertes de forces sont proches en milieu (BV3) (-18% vs -13%) et fin de course (BV5) (-23% vs -24%). L'utilisation d'un dynamomètre manuel semble donc être adaptée pour évaluer la force des extenseurs du genou dans ce type de course.

Aucune étude n'avait réalisé une évaluation de la perte de force des trois autres groupes musculaires lors de ce type d'effort. La perte de force des fléchisseurs n'est significative que pour le membre inférieur droit et est plus élevée lors des 50 premiers kilomètres. Les différences observées entre le membre inférieur

droite et gauche peuvent être expliquées en partie par le fait que chaque individu a un membre inférieur dominant et que ce dernier sera plus sollicité. Cependant, la perte de force principalement unilatérale et différente entre les groupes musculaires est difficilement explicable. Il aurait été judicieux de connaître le membre inférieur dominant de chaque sujet afin de pouvoir analyser les résultats de manière plus pertinente.

Selon l'article de *Winter et al, (1996)* l'équilibre ML en position bipodale est contrôlé par les abducteurs et adducteurs de hanche (Winter et al., 1996).

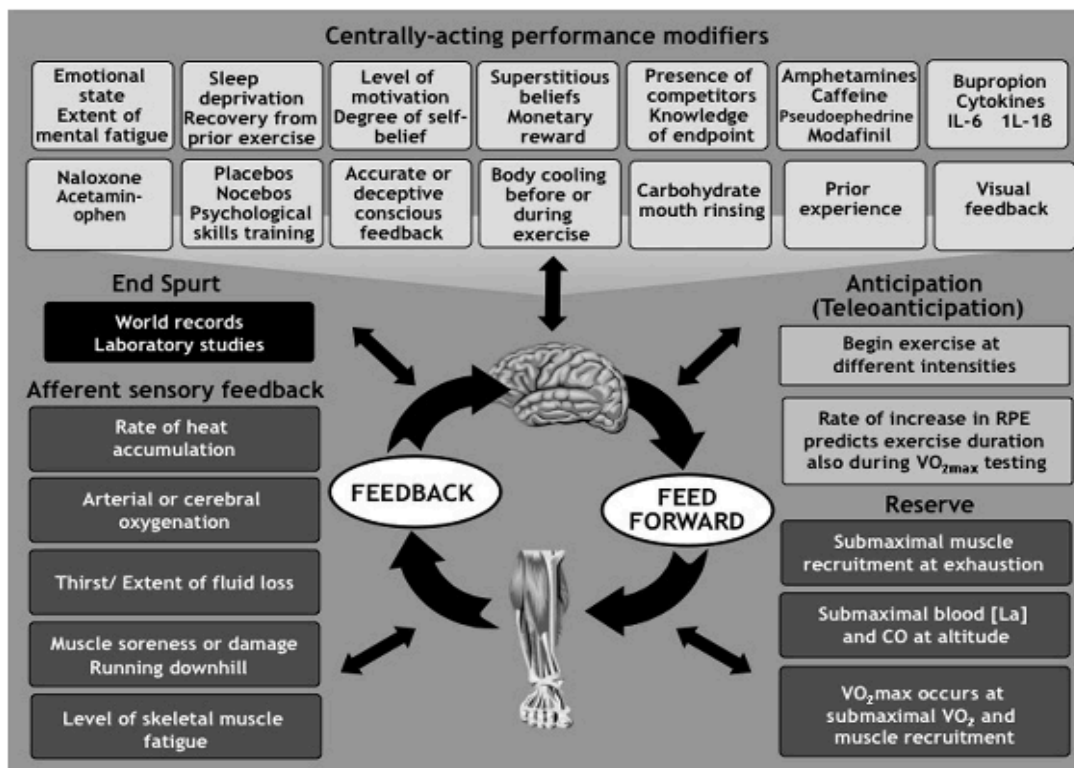
Les abducteurs de la hanche gauche ont des résultats significatifs contrairement à la droite où l'on ne peut qu'observer une baisse non significative. Il aurait été intéressant de mesurer la posture en équilibre sur une jambe pour objectiver l'importance de ce groupe, car il a été démontré qu'une fatigue du moyen fessier, principal abducteur de hanche, affectait négativement la qualité du mouvement et du contrôle postural en position unipodale (McMullen et al., 2011). Par rapport à la méthodologie, il aurait été plus pertinent d'évaluer la force de ces deux derniers groupes musculaires en décubitus latéral en sanglant les membres inférieurs ou assis (Aramaki et al., 2016; Seko et al., 2015). Cette position est plus stable et permet de limiter les compensations. Pour des raisons pratiques cela n'a pas pu être le cas.

#### **5.4 Analyse de l'EVA**

Etant donné que la course a dû être annulée au 200<sup>ème</sup> km, les variables subjectives recueillies ne sont pas représentatives de l'ensemble du parcours du TdG et c'est peut-être l'une des raisons pour lesquelles elles ne sont pas significatives. De plus si l'on analyse les résultats (annexe 5), les écarts types sont importants, ceci a probablement eu un impact sur la significativité de nos résultats. Même si ces derniers ne sont pas révélateurs, les valeurs de l'EVA augmentent au fur et à mesure de la course. En confrontant nos résultats à la littérature, l'étude de *Saugy et al, (2013)* avait également relevé les mesures d'EVA de la douleur de cheville, de hanche et de fatigue générale lors du TdG. Elle avait mis en évidence des différences hautement significatives ( $p < 0.001$ ) entre le début et la fin de la course. L'étude de *Degache et al, (2014)* a également relevé une augmentation manifeste de la fatigue en milieu et fin de course.

La stratégie de pacing décrite par *Tucker et Noakes (2009)*, permet d'expliquer en partie nos résultats concernant les valeurs d'EVA. Cette stratégie se définit ainsi : « lorsqu'un athlète est capable de choisir l'intensité de l'exercice, la performance est régulée pour prévenir les changements physiologiques qui pourraient être limitants ou au détriment de la performance » (Tucker and Noakes, 2009). Lorsque la fin de l'exercice est connue, le feedback des différents systèmes physiologiques ainsi que les expériences passées informent le SNC qui joue le rôle de « gouverneur central ». Il régule par la suite l'intensité de l'effort et le recrutement des unités motrices en fonction des afférences sensibles et des « *centrally acting performance modifiers* » (figure 20), (Noakes, 2012). Cette boucle de régulation correspond à un système de « feedback » et de « feedforward » ou stratégie téléanticipatoire, dont le but est le maintien de l'homéostasie. Dans ce modèle, la sensation de fatigue dans la régulation de l'intensité de l'effort a un rôle primordial car les feedback génèrent une sensation de l'effort perçu consciente (EVA, fatigue) que l'on peut réguler.

Figure 20 : Modèle du gouverneur central de Noakes (Noakes, 2012)



Ce modèle propose que le SNC joue le rôle de gouverneur central. Il régule l'intensité de l'exercice en modifiant de manière continue le nombre d'unités motrices recrutées. Les « *centrally acting performance modifiers* » comprennent des facteurs psychologiques (état émotionnel, motivation), chimique (amphétamine, caféine), analgésique ainsi que les expériences antérieures. Le ressenti de la fatigue a un rôle primordial, car il permet de réguler l'intensité en fonction des capacités physiologiques de l'individu.



Dans notre étude, le fait que les résultats de l'EVA (fatigue) ne sont pas significatifs peut être expliqué de deux manières grâce à ce modèle :

- lors d'une course comme le TdG, les sujets ont connaissance de la fin de l'exercice. L'objectif de chaque participant est de terminer la course et non d'être à une douleur maximale ou à un état de fatigue maximal qui correspondrait à 10/10. Des valeurs trop élevées des différents paramètres subjectifs pourraient être le reflet d'une « mauvaise » stratégie de pacing et correspondre à un abandon de la course.
- les sujets connaissent la fin de l'exercice mais n'ont aucune idée de la durée que la course va prendre, leur stratégie est alors de réguler l'effort de manière conservatrice tout au long de l'exercice dès le départ. Ceci pourrait être le reflet d'une faible augmentation des facteurs subjectifs (EVA, fatigue) et correspondre à une stratégie de pacing « optimale ».

Cette stratégie, liée au mécanisme d'autorégulation et de protection, pourrait également être le reflet d'une non dégradation linéaire des paramètres posturaux.

## 5.5 Analyse des vitesses de course

L'analyse des vitesses de courses en km/h équivalent à plat entre les différentes BV mets en évidence une régulation des vitesses de course en trois temps (section 1, section 2-3, section 4-5). La baisse significative des vitesses n'est cependant pas corrélée avec la dégradation des paramètres posturaux. Il n'y a donc pas de relation directe entre la baisse des vitesses de course et les altérations de la posture. La cinétique des vitesses de course, qui se dégrade de manière linéaire, et la cinétique de la posture, de type biphasique, sont donc différentes.

La baisse significative des vitesses après la première partie (48.6km) avait également été observée dans une autre étude. L'étude de *Lambert et al, (2004)* avait mis en avant que sur une course de 100km, la vitesse de course était plus ou moins constante sur les 50 premiers km et déclinait par la suite, (*Lambert et al., 2004*).

Dans la troisième partie, la vitesse correspond plus à une vitesse de marche et est probablement la conséquence des kilomètres, du dénivelé et de la fatigue accumulées. Nos résultats rejoignent ceux de l'étude de *Saugy et al, (2013)*. Selon cette étude, la fatigue combinée à la privation de sommeil influence la sensation de l'effort perçu et ont pour conséquence une diminution de la vitesse de course principalement dans la seconde partie du TdG.

Par conséquent, vu que les sujets diminuent la vitesse de course, ils diminuent les dommages musculaires et la réponse inflammatoire (*Saugy et al., 2013*). Ceci a un effet « protecteur » sur le système musculo-squelettique et indirectement sur les mécanismes qui régulent le contrôle postural.

L'étude de *Chapman et al, (2006)* renforce ce constat, car elle a mis en avant que lors d'un exercice excentrique les dommages musculaires étaient plus élevés avec une vitesse élevée qu'avec une vitesse faible (*Chapman et al., 2006*).

L'étude de *Lin et al, (2014)*, a fait le lien entre la posture et les vitesses de courses, en analysant l'impact des accélérations du CM sur la performance de coureurs d'ultra-marathon (12h Taipei International marathon). Elle a mis en évidence que les oscillations dans le plan ML sont corrélées négativement avec la vitesse de course. Cela signifie que les coureurs qui sont capables de limiter les oscillations ML sont plus performants, car ils peuvent maintenir une vitesse de course plus élevée. Cette dernière étude fait également le lien avec la posture en expliquant que lorsque les vitesses de course augmentent, il devient plus difficile de maintenir la stabilité du tronc et de la tête, ce qui augmente les oscillations ML. Selon cette étude, le maintien de l'équilibre et la stabilité de la ceinture pelvienne sont des facteurs primordiaux dans la technique de course pour des courses longues distances.

## **5.6 Différences hommes/femmes**

Notre étude n'a pas différencié les résultats homme/femme, car seulement trois femmes étaient présentes au départ, une des participantes n'a pas pris part aux mesures de posture, l'autre aux mesures de force. Il reste donc une seule femme où la force et la posture ont été mesurées. Il est donc difficile d'émettre des conclusions pour une seule personne.

Selon la littérature, il existe des différences biomécaniques qui influencent la posture entre la femme et l'homme. La première est qu'après un exercice fatiguant, la femme maintient une meilleure mobilité de la cheville, du genou et de la hanche ; de plus elle présente généralement un plus grand valgus du genou, ce qui a pour conséquence une largeur de bassin plus élevée un centre de masse plus bas. Elle aurait potentiellement une meilleure stabilité (Paillard, 2012). Selon *Mc Mullen et al, (2011)*, à un même niveau de fatigue musculaire le contrôle postural est affecté de manière similaire chez les hommes et les femmes (McMullen et al., 2011). L'étude de *Springer & Pincivero (2009)*, a mis en évidence que le type de tâche fatigante (locale ou globale) affectait de manière différentes le CPx, CPy, CPs entre l'homme et la femme (Springer and Pincivero, 2009). D'un point de vue neuromusculaire, les femmes semblent être plus résistantes, car elles perdent moins de force en valeur relative lors d'une CMV après une tâche fatigante (Hunter, 2009).

Il serait intéressant, lors de futures recherches, d'analyser la posture entre les hommes et les femmes, au vu de la maigre littérature à ce sujet, des différences semblent être présentes, mais sont encore peu étudiées.

## **5.7 Corrélations avec la posture**

Cette étude a mis en avant une altération de la posture ainsi qu'une diminution des paramètres de force et de vitesse. Cependant, aucune corrélation entre les paramètres posturaux et l'EVA, la force ainsi que la vitesse de course n'ont pu être mis en avant. Malheureusement, aucune valeur de force n'a été mesurée lors de la BV2, qui correspond au moment où les altérations de la posture sont dominantes. Les corrélations entre la force et la posture n'ont pu être possibles que lors de la condition pré, BV1, BV3 et BV5. De plus lors de cette dernière BV, il n'y avait que cinq participants présents, ce qui est statistiquement difficile à corréler.

Il est également surprenant qu'en connaissant l'importance du pied dans le rôle de la posture aucune corrélation n'a été retrouvée entre les douleurs du pied et les valeurs de posture. Ces « non corrélations » rejoignent la conclusion de l'étude de *Degache et al, (2014)*. Les causes des altérations de la posture lors du TdG sont multifactorielles et sont plus le reflet d'une accumulation de

différents paramètres que d'un seul facteur, ainsi que des caractéristiques propres au TdG (altitude, type de terrain, dénivelé).

Les seules corrélations que notre étude a pu mettre en avant sont en lien avec la performance. D'une manière générale, les sujets plus performants dégradent plus leur posture et ont une moins bonne stabilité posturale même en début de course. Un effort plus intense, une vitesse de course plus élevée, une gestion de la course différente (temps de récupération, sommeil) expliquent peut être cette observation.

## 5.8 Limites et perspectives

La mesure de la posture proposée par le statokinésigramme se base sur les oscillations du CP. L'ensemble du corps est réduit à un seul point. Cette méthode ne permet pas d'analyser la cinématique tridimensionnelle des mouvements d'équilibre (Amblard, 1998), cependant elle est utilisée dans la plupart des études de posture et permet de confronter nos résultats à la littérature.

Les résultats présentés ne sont pas représentatifs de l'ensemble du parcours du TdG, ils ne sont que le reflet d'un ultratrail de 200km.

L'une des principales limites reste que les mesures de force et de posture n'ont pas été prises simultanément à chaque BV. Lors d'une prochaine étude, il serait donc judicieux de prendre ces données en même temps et principalement à la BV2.

Le nombre de sujets varie entre les différentes prises de mesures, les 28 sujets n'ont pas tous participé aux différentes prises de mesures. Il y a donc des données manquantes pour la condition pré, notamment certaines valeurs d'EVA, et les différentes BV. De plus certains sujets ne sont pas présents dans la liste de résultats mais ont quand même réalisés des mesures de posture. Il est donc difficile d'avoir un suivi complet de chaque participant.

Vu que toutes nos mesures de posture se sont déroulées dans les fonds de vallées, à la suite d'un effort excentrique, il serait intéressant dans une future recherche, d'étudier les mesures de posture après les montées, ce qui permettrait d'analyser les altérations de la posture après un effort concentrique.

## 6. Conclusion

Le TdG, considéré comme l'un des ultratrails les plus difficiles, permet d'investiguer le corps dans des conditions extrêmes. Le but de cette étude qui était d'analyser la cinétique de la posture tout au long de cette course, a pu mettre en évidence qu'il n'y a pas de dégradation linéaire du contrôle postural. Les résultats ont clairement démontré une phase de dégradation des paramètres posturaux standard (CPs, CPxy, CPx, CPy, CPvm, CPvv) jusqu'au 100 km, suivi d'une phase d'amélioration jusqu'à la BV5. La perte de force des différents groupes musculaires, l'EVA ainsi que les vitesses de course n'ont montré aucune corrélation avec les paramètres posturaux.

Les altérations posturales sont donc la conséquence de plusieurs facteurs, des caractéristiques propres au TdG (altitude, dénivelé, km accumulés, fatigue) et non d'un seul paramètre.

Les résultats confirment que des mécanismes compensatoires se mettent en place. Les sujets ont tendance à s'autoréguler en adaptant les vitesses de course, le pattern de course dans le but de protéger et minimiser les dommages musculaires et de maintenir la régulation du contrôle postural.

## 7. Bibliographie

### Articles scientifiques

- Alexandrov, A.V., and Frolov, A.A. (2011). Closed-loop and open-loop control of posture and movement during human trunk bending. *Biol. Cybern.* *104*, 425–438.
- Amblard, B. (1998). Les descripteurs du contrôle postural. *Ann. Réadapt. Médecine Phys.* *41*, 225–237.
- Aramaki, H., Katoh, M., Hiiragi, Y., Kawasaki, T., Kurihara, T., and Ohmi, Y. (2016). Validity and reliability of isometric muscle strength measurements of hip abduction and abduction with external hip rotation in a bent-hip position using a handheld dynamometer with a belt. *J. Phys. Ther. Sci.* *28*, 2123–2127.
- Benedek, K., Kéri, Szabolcs, Grósz, Andor, Tótka, Zsolt, Tóth, Erika, and Benedek, György (2002). Short-term hypobaric hypoxia enhances visual contrast sensit... : *NeuroReport*.
- Boyas, and Guével, A. (2011). Neuromuscular fatigue in healthy muscle: Underlying factors and adaptation mechanisms. *Ann. Phys. Rehabil. Med.* *54*, 88–108.
- Boyas, S., McGown, C., Lajoie, Y., and Bilodeau, M. (2013). Changes in posture associated with postural control impairment induced by ankle plantarflexor fatigue during unipedal quiet standing. *Neurosci. Lett.* *547*, 48–52.
- Caron, O., Gélat, T., Rougier, P., and Blanchi, J.-P. (2000). A Comparative Analysis of the Center of Gravity and Center of Pressure Trajectory Path Lengths in Standing Posture: An Estimation of Active Stiffness. *J. Appl. Biomech.* *16*, 234–247.
- Chapman, D., Newton, M., Sacco, P., and Nosaka, K. (2006). Greater Muscle Damage Induced by Fast Versus Slow Velocity Eccentric Exercise. *Int. J. Sports Med.* *27*, 591–598.
- Chaubet, V., and Paillard, T. (2012). Effects of unilateral knee extensor muscle fatigue induced by stimulated and voluntary contractions on postural control during bipedal stance. *Neurophysiol. Clin. Neurophysiol.* *42*, 377–383.
- Collins, J.J., and Luca, C.J.D. (1992). Open-loop and closed-loop control of posture: A random-walk analysis of center-of-pressure trajectories. *Exp. Brain Res.* *95*, 308–318.
- Collins, J.J., and Luca, C.J.D. (1995). The effects of visual input on open-loop and closed-loop postural control mechanisms. *Exp. Brain Res.* *103*, 151–163.

- Cope, T.A., and Kropelnicki, A. (2015). Eye injuries in the extreme environment ultra-marathon runner. *BMJ Case Rep.* 2015, bcr2015210432.
- Degache, F., Larghi, G., Faiss, R., Deriaz, O., and Millet, G. (2012). Hypobaric versus normobaric hypoxia: same effects on postural stability? *High Alt. Med. Biol.* 13, 40–45.
- Degache, F., Van Zaen, J., Oehen, L., Guex, K., Trabucchi, P., Millet, G., and Millet, G. (2014). Alterations in postural control during the world’s most challenging mountain ultra-marathon. *PloS One* 9, e84554.
- Degache, F., Morin, J.-B., Oehen, L., Guex, K., Giardini, G., Schena, F., Millet, G.Y., and Millet, G.P. (2016). Running Mechanics During the World’s Most Challenging Mountain Ultramarathon. *Int. J. Sports Physiol. Perform.* 11, 608–614.
- Derave, W., Tombeux, N., Cottyn, J., Pannier, J.-L., and De Clercq, D. (2002). Treadmill Exercise Negatively Affects Visual Contribution to Static Postural Stability. *Int. J. Sports Med.* 23, 44–49.
- Fourchet, F., Millet, G., Tomazin, K., Guex, K., Nosaka, K., Edouard, P., Degache, F., and Millet, G. (2012). Effects of a 5-h hilly running on ankle plantar and dorsal flexor force and fatigability. *Eur. J. Appl. Physiol.* 112, 2645–2652.
- Germano, A.M.C., Schmidt, D., and Milani, T.L. (2016). Effects of hypothermically reduced plantar skin inputs on anticipatory and compensatory balance responses. *BMC Neurosci.* 17.
- Hoffman, M.D., and Krishnan, E. (2014). Health and exercise-related medical issues among 1,212 ultramarathon runners: baseline findings from the Ultrarunners Longitudinal TRacking (ULTRA) Study. *PloS One* 9, e83867.
- Hunter, S.K. (2009). Sex Differences and Mechanisms of Task-Specific Muscle Fatigue. *Exerc. Sport Sci. Rev.* 37, 113–122.
- Kennedy, P.M., and Inglis, J.T. (2002). Distribution and behaviour of glabrous cutaneous receptors in the human foot sole. *J. Physiol.* 538, 995–1002.
- Kim, W.K., Kim, D.-K., Seo, K.M., and Kang, S.H. (2014). Reliability and Validity of Isometric Knee Extensor Strength Test With Hand-Held Dynamometer Depending on Its Fixation: A Pilot Study. *Ann. Rehabil. Med.* 38, 84–93.
- Kotecha, A., Richardson, G., Chopra, R., Fahy, R.T.A., Garway-Heath, D.F., and Rubin, G.S. (2012). Balance control in glaucoma. *Invest. Ophthalmol. Vis. Sci.* 53, 7795–7801.

- Lambert, M.I., Dugas, J.P., Kirkman, M.C., Mokone, G.G., and Waldeck, M.R. (2004). Changes in Running Speeds in a 100 KM Ultra-Marathon Race. *J. Sports Sci. Med.* 3, 167–173.
- Le Goïc, M. Etude du contrôle postural chez l'homme : analyse des facteurs neurophysiologiques, biomécaniques et cognitifs, impliqués dans les 500 premières millisecondes d'une chute. Médecine humaine et pathologie. Université de René Descartes. Paris V, 2013
- Lenhart, L., Thelen, G., Wille, M., Chumanov, S., and Heiderscheit, C. (2014). Increasing Running Step Rate Reduces Patellofemoral Joint Forces. *Med. Sci. Sports Exerc.* 46, 557–564.
- Lepers, R., Bigard, A.X., Diard, J.-P., Gouteyron, J.-F., and Guezennec, C.Y. (1997). Posture control after prolonged exercise. *Eur. J. Appl. Physiol.* 76, 55–61.
- Lin, S.-P., Sung, W.-H., Kuo, F.-C., Kuo, T.B.J., and Chen, J.-J. (2014). Impact of Center-of-Mass Acceleration on the Performance of Ultramarathon Runners. *J. Hum. Kinet.* 44, 41–52.
- Lion, A., Bosser, G., Gauchard, G.C., Djaballah, K., Mallié, J.-P., and Perrin, P.P. (2010). Exercise and dehydration: A possible role of inner ear in balance control disorder. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 20, 1196–1202.
- Martin, V., Kerhervé, H., Messonnier, L.A., Banfi, J.-C., Geysant, A., Bonnefoy, R., Féasson, L., and Millet, G.Y. (2010). Central and peripheral contributions to neuromuscular fatigue induced by a 24-h treadmill run. *J. Appl. Physiol. Bethesda Md* 108, 1224–1233.
- Massion, J. (1998). Postural Control Systems in Developmental Perspective. *Neurosci. Biobehav. Rev.* 22, 465–472.
- McMullen, K.L., Cosby, N.L., Hertel, J., Ingersoll, C.D., and Hart, J.M. (2011). Lower Extremity Neuromuscular Control Immediately After Fatiguing Hip-Abduction Exercise. *J. Athl. Train.* 46, 607–614.
- Millet, G.P., and Millet, G.Y. (2012). Ultramarathon is an outstanding model for the study of adaptive responses to extreme load and stress. *BMC Med.* 10, 77.
- Millet, Lepers, R., Maffiuletti, N.A., Babault, N., Martin, V., and Lattier, G. (2002). Alterations of neuromuscular function after an ultramarathon. *J. Appl. Physiol. Bethesda Md* 92, 486–492.
- Millet, G., Morin, J.-B., Degache, F., Edouard, P., Feasson, L., Verney, J., and Oullion, R. (2009). Running from Paris to Beijing: biomechanical and physiological consequences. *Eur. J. Appl. Physiol.* 107, 731–738.



- Millet, G., Tomazin, K., Verges, S., Vincent, C., Bonnefoy, R., Boisson, R.-C., Gergelé, L., Féasson, L., and Martin, V. (2011). Neuromuscular Consequences of an Extreme Mountain Ultra-Marathon. *PLOS ONE* 6, e17059.
- Morin, J.B., Tomazin, K., Edouard, P., and Millet, G.Y. (2011). Changes in running mechanics and spring–mass behavior induced by a mountain ultra-marathon race. *J. Biomech.* 44, 1104–1107.
- Noakes, T.D.O. (2012). Fatigue is a brain-derived emotion that regulates the exercise behavior to ensure the protection of whole body homeostasis. *Striated Muscle Physiol.* 3, 82.
- Nordahl, S.H., Aasen, T., Owe, J.O., and Molvaer, O.I. (1998). Effects of hypobaric hypoxia on postural control. *Aviat. Space Environ. Med.* 69, 590–595.
- Oddsson, L.I.E., De Luca, C.J., and Meyer, P.F. (2004). The role of plantar cutaneous sensation in unperturbed stance. *Exp. Brain Res.* 156, 505–512.
- Oehen, L. Gestion de l'allure et abandons lors du Tor des Géants: influence du niveau de performance et de l'alternance jour nuit. Institut des sciences du mouvement et du sport, Université de Lausanne. 2012
- Paillard, T. (2012). Effects of general and local fatigue on postural control: A review. *Neurosci. Biobehav. Rev.* 36, 162–176.
- Paillard, T., Maitre, J., Chaubet, V., and Borel, L. (2010). Stimulated and voluntary fatiguing contractions of quadriceps femoris differently disturb postural control. *Neurosci. Lett.* 477, 48–51.
- Peterka, R.J. (2000). Postural control model interpretation of stabilogram diffusion analysis. *Biol. Cybern.* 82, 335–343.
- Ricard-Hibon, A., Leroy, N., Magne, M., Leberre, A., Chollet, C., and Marty, J. (1997). Évaluation de la douleur aiguë en médecine préhospitalière. *Ann. Fr. Anesth. Réanimation* 16, 945–949.
- Saugy, J., Place, N., Millet, G.Y., Degache, F., Schena, F., and Millet, G.P. (2013). Alterations of Neuromuscular Function after the World's Most Challenging Mountain Ultra-Marathon. *PLOS ONE* 8, e65596.
- Seko, T., Kumamoto, T., Miura, S., Kobayashi, T., Takahashi, Y., Kaneko, R., Morino, A., and Ito, T. (2015). Measuring seated hip extensor strength using a handheld dynamometer: an examination of the reliability and validity of the protocol. *J. Phys. Ther. Sci.* 27, 2179–2182.
- Simoneau, M., Bégin, F., and Teasdale, N. (2006). The effects of moderate fatigue on dynamic balance control and attentional demands. *J. NeuroEngineering Rehabil.* 3, 22.

- Singh, T., and Latash, M. (2011). Effects of muscle fatigue on multi-muscle synergies. *Exp. Brain Res.* 214, 335–350.
- Springer, B.K., and Pincivero, D.M. (2009). The effects of localized muscle and whole-body fatigue on single-leg balance between healthy men and women. *Gait Posture* 30, 50–54.
- Stadelmann, K., Latshang, T.D., Lo Cascio, C.M., Clark, R.A., Huber, R., Kohler, M., Achermann, P., and Bloch, K.E. (2015). Impaired Postural Control in Healthy Men at Moderate Altitude (1630 M and 2590 M): Data from a Randomized Trial. *PLoS ONE* 10.
- Tseng, B.Y., Gajewski, B.J., and Kluding, P.M. (2010). Reliability, Responsiveness, and Validity of the Visual Analog Fatigue Scale to Measure Exertion Fatigue in People with Chronic Stroke: A Preliminary Study. *Stroke Res. Treat.* 2010.
- Tucker, R., and Noakes, T.D. (2009). The physiological regulation of pacing strategy during exercise: a critical review. *Br. J. Sports Med.* 43, e1–e1.
- Vernillo, G., Savoldelli, A., Zignoli, A., Skafidas, S., Fornasiero, A., La Torre, A., Bortolan, L., Pellegrini, B., and Schena, F. (2015). Energy cost and kinematics of level, uphill and downhill running: fatigue-induced changes after a mountain ultramarathon. *J. Sports Sci.* 33, 1998–2005.
- Vuillerme, N., Forestier, N., and Nougier, V. (2002). Attentional demands and postural sway: the effect of the calf muscles fatigue. *Med. Sci. Sports Exerc.* 34, 1907–1912.
- Winter, D.A., Prince, F., Frank, J.S., Powell, C., and Zabjek, K.F. (1996). Unified theory regarding A/P and M/L balance in quiet stance. *J. Neurophysiol.* 75, 2334–2343.

### **Sites internet**

- [https://fr.wikipedia.org/wiki/Fatigue\\_\(physiologie\)](https://fr.wikipedia.org/wiki/Fatigue_(physiologie))
- <http://www.tordesgeants.it>
- <http://www.medicapteurs.fr/fr/produits/2/win-posturo>
- <http://www.vestib.org/conduit.html>
- <http://www.demain-sans-douleur.com/comprendre/evaluation-douleur>
- <http://utmbmontblanc.com/en/>

### **Livres**

- Gagey P-M, Weber B. *Posturologie, régulation et dérèglements de la station debout*. Elsevier Masson, Paris 3<sup>ème</sup> édition.
- Grimshaw, P, Burden A. *Biomécanique du sport et de l'exercice*. De Boeck, Paris, édition 2013.

- Marieb E, *Anatomie et physiologie humaine*. De Boeck 1999, traduction de la 4<sup>ème</sup> édition américaine.

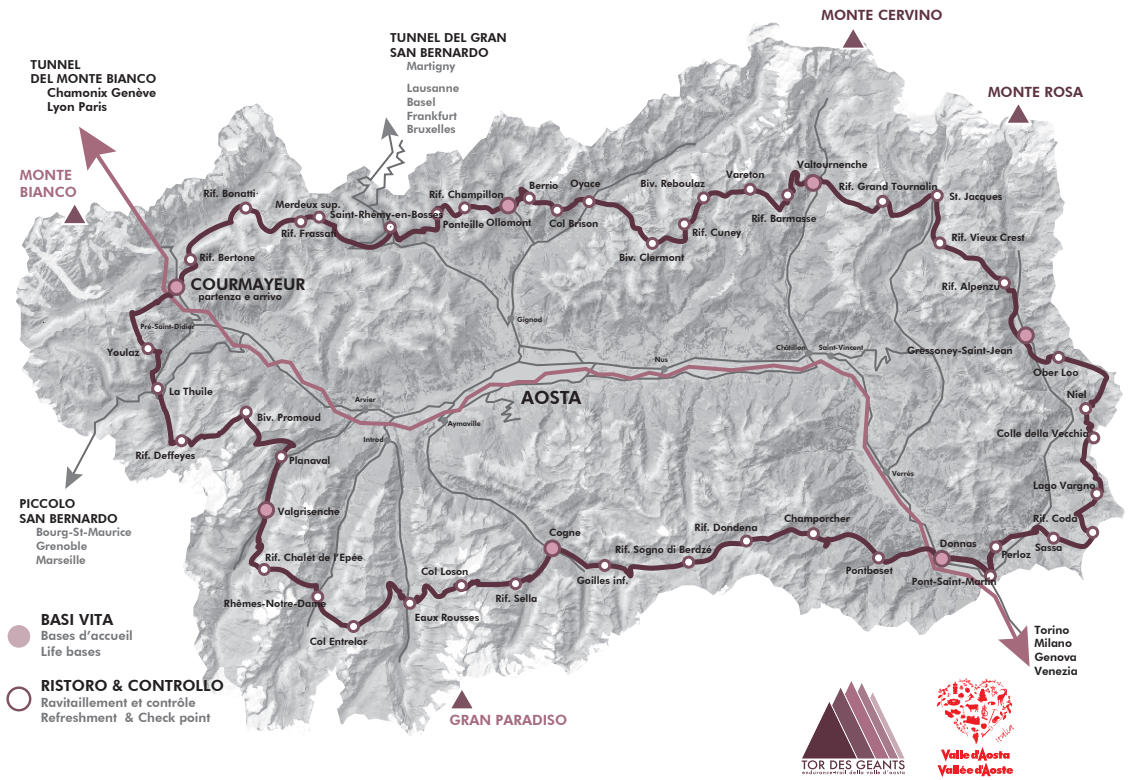
### **Cours**

Place N, *Cours pratique innovante en entraînement et réentraînement de la fonction neuromusculaire*. Institut des sciences du mouvement et du sport, Université de Lausanne, semestre d'automne 2014.

# 8. Annexes

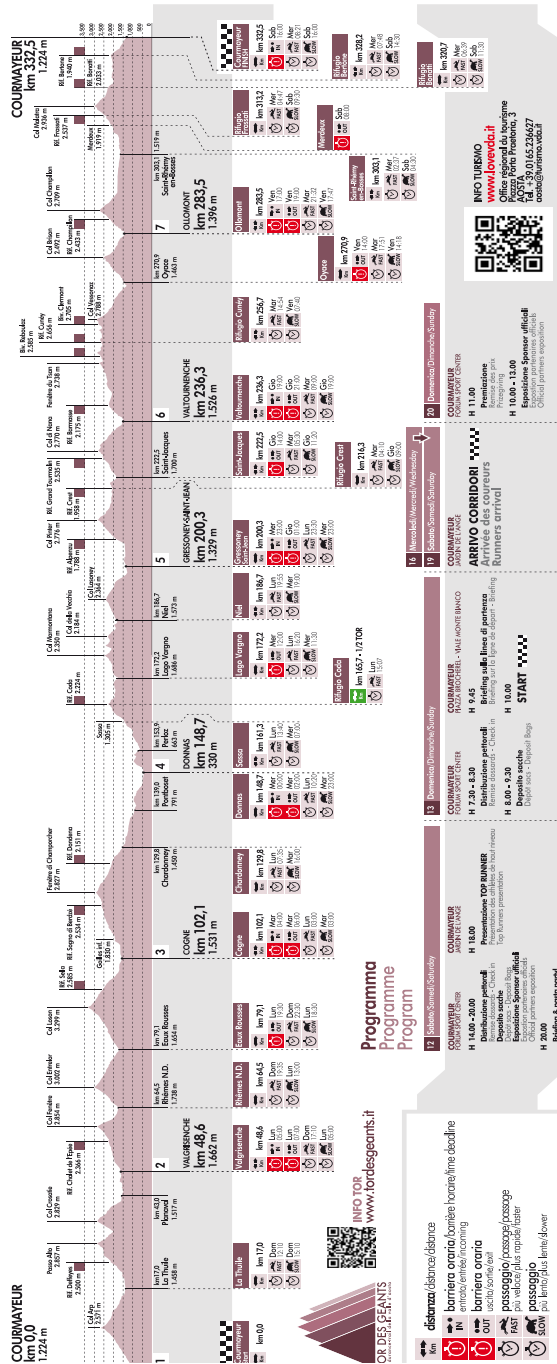
## Annexe 1

### Cartographie du TdG



# Annexe 2

## Altimètre du TdG



### Annexe 3

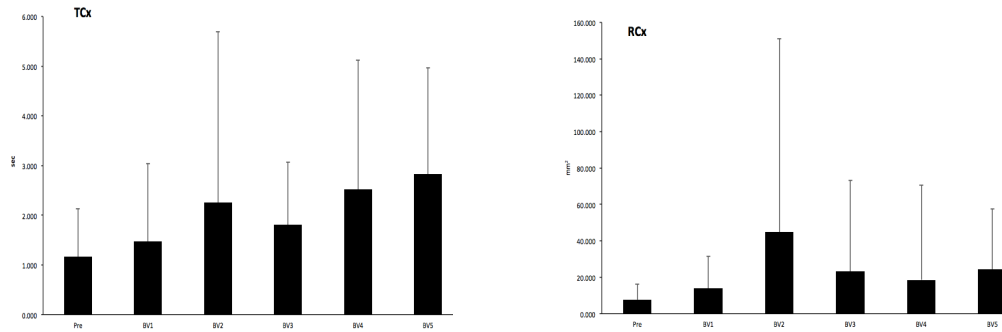
#### Liste de résultat des participants à l'étude

<b>Dossard</b>	<b>Nom</b>	<b>Prénom</b>	<b>Nationalité</b>	<b>Sexe</b>	<b>catégorie</b>	<b>date et heure d'arrivée</b>	<b>Durée</b>	<b>Base d'arrivée</b>
55	Stéphane	Pfend	FR	M	V1	16/09/2015 23.12.12	85.12.12	Ollomont IN
61	Massimo	Colle	IT	M	V2	16/09/2015 17.28.28	79.28.28	Valtournenche OUT
104	Arnaud	Simard	FR	M	V1	16/09/2015 17.13.35	79.13.35	Valtournenche OUT
124	Roberto	Rovelli	IT	M	V2	16/09/2015 20.06.35	82.06.35	Gressoney IN
134	Thierry	Blondeau	FR	M	V1	16/09/2015 19.51.38	81.51.38	Saint Jacques
184	Alexandre	Forestieri	FR	M	SEN	16/09/2015 20.33.54	82.33.54	Rif Crest
233	Paolo	Bonandrini	IT	M	SEN	16/09/2015 21.29.53	83.29.53	Valtournenche IN
718	Bouteille	Denis	FR	M	V2	16/09/2015 21.32.09	83.32.09	Rif Crest
354	Ruggiero	Isernia	IT	M	V1	16/09/2015 23.48.07	85.48.07	Rif Crest
517	Luca	Papi	FR	M	SEN	16/09/2015 21.17.20	83.17.20	Ollomont IN
543	Emmanuel	Barbier	FR	M	V1	16/09/2015 17.02.24	79.02.24	Valtournenche IN
557	Marolf	Chris	CH	M	V2	16/09/2015 20.40.10	82.40.10	Gressoney IN
608	Adriano	Mattio	IT	M	V2	16/09/2015 23.36.19	85.36.19	Rif Crest
628	Valter	Viot	IT	M	V1	16/09/2015 23.35.10	85.35.10	Rif Crest
637	Aldo	Polo	IT	M	V2	16/09/2015 18.02.41	80.02.41	Gressoney IN
699	Sarah	Willis	US	F	SEN	16/09/2015 18.26.00	80.26.00	Gressoney OUT
725	Carrade	Thierry	FR	M	V2	16/09/2015 18.20.41	80.20.41	Gressoney IN
917	Michele	Benamati	IT	M	V1	16/09/2015 15.45.03	77.45.03	Valtournenche OUT
943	Xavier	Giraudeau	FR	M	V1	17/09/2015 6.25.09	92.25.09	Saint Jacques
1124	Ehmke	Thomas	DE	M	SEN	16/09/2015 21.48.20	83.48.20	Saint Jacques
687	Miles	Tindal	CA	M	V2	16/09/2015 16.29.41	78.29.41	Gressoney IN
660	Pep	Pujal Carabantes	AD	M	V2	16/09/2015 18.26.15	80.26.15	Gressoney OUT
1141	Valerie	Levai	FR	F	V2	16/09/2015 18.16.22	80.16.22	Saint Jacques
725	Carrade	Thierry	FR	M	V2	16/09/2015 18.20.41	80.20.41	Gressoney IN
718	Bouteille	Denis	FR	M	V2	16/09/2015 21.32.09	83.32.09	Rif Crest

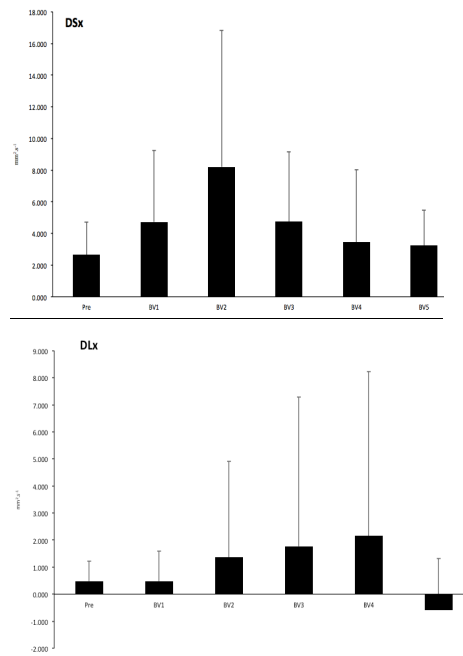
## Annexe 4

### Résultats du SDA:

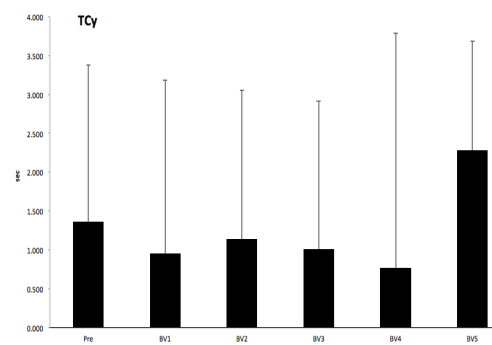
Plan ML, Point critique: TC et RC



Coefficient de diffusion court (DSx) et long (DLx)



Valeurs SDA dans le plan AP, TCy



Annexe 5

Résultats EVA (moyenne et écart type)

