



**HAL**  
open science

## Le tronc, de la locomotion à la commande

Jean-Charles Ceccato

► **To cite this version:**

Jean-Charles Ceccato. Le tronc, de la locomotion à la commande. Sciences de l'ingénieur [physics]. Université Montpellier II - Sciences et Techniques du Languedoc, 2009. Français. NNT: . tel-00493414

**HAL Id: tel-00493414**

**<https://theses.hal.science/tel-00493414>**

Submitted on 18 Jun 2010

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

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

---

# Université de Montpellier 2

Année 2009

Thèse n°

## Thèse pour le DOCTORAT DE L'UNIVERSITÉ MONTPELLIER2

**Mention** : Informations, Structures, Systèmes

**Option** : Systèmes automatiques et micro-électroniques

**Présentée et soutenue publiquement**

**Le 10 décembre 2009**

Par CECCATO Jean-Charles

Né le 22 septembre 1981

Titre de la thèse

# Le tronc de la locomotion à la commande

## Membres du jury

1.	M. Philippe Souères	Rapporteur	DR CNRS Bordeaux
2.	M. Daniel Cattaert	Rapporteur	DR CNRS Toulouse
3.	Mr Nacim Ramdani	Examineur	MCU Paris XI
4.	Mr Nicolas Mellen	Examineur	Assistant Pr Lousville
5.	Mr Mathieu de Sèze	Membre invité	MCU PH Bordeaux
6.	Mme Christine Azevedo-Coste	Directrice de thèse	CR INRIA Montpellier
7.	Mr Jean-René Cazalets	Co-encadrant	DR2 CNRS Bordeaux
Abs.	Mme Christine Assaïante	Examinatrice	DR2 CNRS Marseille

---

# Remerciements

La réalisation de cette thèse fut une occasion merveilleuse de rencontrer et d'échanger avec de nombreuses personnes. Je ne saurais pas les citer toutes sans dépasser le nombre de pages raisonnablement admis dans ce genre de travail. Je reconnais que chacune a, à des degrés divers, mais avec une égale bienveillance, apporté une contribution positive à sa finalisation. Mes dettes de reconnaissance sont, à ce point de vue, énormes à leur égard.

Je tiens tout d'abord à remercier mes directeurs de thèse. Christine Azevedo-Coste, ma directrice dans l'équipe DEMAR de l'INRIA qui m'a évité à plusieurs reprises de m'égarer trop profondément dans le domaine de la neurophysiologie pour me recentrer vers le domaine de l'ingénierie. Malgré l'éloignement géographique, son aide a aussi été plus précieuse dans les diverses préparations de congrès et les rédactions d'article. Cette présence dans la rédaction s'est ainsi fait sentir dans les derniers instants de la thèse, les plus cruciaux et le plus stressants, et sans son aide, l'écriture du manuscrit aurait été difficile à finir dans les temps. De son côté, Jean-René Cazalets a été mon guide de recherche sur Bordeaux où l'essentiel de ma recherche a été effectuée. Malgré ce qu'il peut en dire, il a su à la fois être présent pour me donner de précieux avis sur les axes de ma recherche tout en me laissant une grande latitude dans mes choix finaux. Son aide au jour le jour et ses conseils avisés sur mes choix de recherche futurs auront été des plus précieux. Dans mes directeurs de thèses, il en est un autre, non officiel qu'il me faut tout de même remercier ici : Mathieu de Sèze. Ma thèse fait suite à ses recherches, il m'a guidé sur mes premières expérimentations et son point de vue sur mes résultats m'a ouvert l'esprit sur un autre point de vue, souvent moins cartésien et plus empirique.

Il me faut aussi remercier mes laboratoires d'accueils et notamment mes chefs d'équipes, David Guiraud à Montpellier pour ses avis sur le monde de la recherche et Sandrine Bertrand à Bordeaux pour toutes les discussions hors contexte scientifique nécessaire à la conservation d'un bon équilibre mental tout au long de la thèse. Dans l'équipe de Montpellier je voudrais aussi remercier Jérémy pour son aide à démêler les contraintes administratives de l'école doctorale de Montpellier. Dans l'équipe de

Bordeaux j'ai une pensée pour les autres OVNI du laboratoire, ceux qui comme moi ne sont pas neurophysiologiste ni même biologiste de formation : Etienne et Emma pour leur aide dans la partie technique, Mélanie pour avoir ouvert la voie dans l'esprit de Jean-René sur l'intérêt d'utiliser les dis OVNI dans les recherches borderline de la neurophysiologie. Je pense aussi à Myriam avec qui j'ai partagé le plus longtemps un bureau et dont j'ai suivi avec plaisir les rebondissements du ventre?. Un grand merci aussi à Elizabeth pour avoir facilité les tâches administratives pour lesquelles je suis décidément bien peu fait. Et aussi dans le désordre d'autres collègues auxquels je pense : Greg, Anna, Didier, John... et j'en oublie certainement.

Enfin, hors du contexte recherche je voulais bien entendu remercier ma famille qui m'a soutenu tout au long de la thèse. Ma mère et mon frère qui entretiennent ce qui pour moi constitue le summum du havre de paix : la maison familiale. Ma sœur avec qui j'ai vécu avec bonheur en colocation la première année de ma thèse. Je voulais aussi remercier ma tendre Caroline pour m'avoir supporté au jour le jour, notamment lors de la période riche en stress que constitue le bouclage du manuscrit. Enfin, je voudrais remercier tout mes amis qui m'ont soutenus et notamment Rodolphe sans qui je n'aurais pas commencé cette thèse et qui a même participé par ses recherches à certains axes développés.

# Avant propos

*”Un petit pas pour l’homme, un grand pas pour l’humanité”.*

Cette phrase de Neil Armstrong, prononcée il y a tout juste 40 ans lors du premier pas sur la Lune montre à quel point il était facile pour lui de faire un pas comparativement à l’investissement humain qui l’avait amené à le faire. Néanmoins, il suffit de regarder un bébé pour voir qu’un pas, surtout le premier est une gageure. Ainsi dans le langage courant, l’expression ”faire le premier pas” véhicule une notion de mise en danger de soi dans l’espoir de faire avancer les choses. D’un point de vue physique c’est exactement cela qui se produit lors de la marche : l’être humain doit rompre avec une situation d’équilibre pour pouvoir avancer. La locomotion consiste donc à quitter un état stable pour un état instable : partir du latin “loco” (du lieu) pour aller au latin “motio” (action de mouvoir). **Dès que le pied se lève le but du jeu va être de maintenir cet état instable nécessaire au mouvement tout en limitant les écarts au point d’équilibre pour ne pas tomber, il faut donc garder le bon rythme pendant tout le mouvement et dans tous les mouvements.** La locomotion, malgré sa complexité est un des besoins vitaux du règne animal, nécessaire pour la chasse, la fuite, la reproduction... Ce type de déplacement entraîne de fortes perturbations sur l’équilibre bipède et les mécanismes mis en jeu pour lutter contre ce déséquilibre ont été largement étudiés et modélisés pour ce qui concerne les membres inférieurs durant la marche. La participation du tronc a reçu moins d’attention et son rôle réel lors de la locomotion n’est étudié que depuis une vingtaine d’années, et dans la marche seulement. Pourtant chez beaucoup d’espèces, le tronc joue un rôle primordial dans la locomotion pour le contrôle de l’équilibre et la synchronisation rythmique de l’ensemble des mouvements. L’évolution laisse à penser que cela peut aussi être le cas chez l’homme, malgré les changements liés au passage à la station érigée.

**Le but de mon travail de thèse a donc été d’analyser l’implication du tronc dans la locomotion, notamment sa commande rythmique, afin d’en comprendre les mécanismes de contrôle et les différentes activités seg-**

**mentaires qui amènent ses mouvements. Ces mécanismes peuvent alors être modélisés pour reproduire les différentes synchronisations observées au niveau des activités de chaque segment vertébral considéré. Enfin, cette modélisation permet de spécifier les activités du tronc à observer pour suivre en continu le cycle de marche d'un individu se déplaçant.**

Dans un premier temps nous rappellerons les données de la littérature sur la locomotion, et notamment l'activité du tronc, qui nous ont permis de définir les axes principaux dans lesquels nous allons orienter notre travail. Cet état de l'art nous a notamment amenés à étudier les structures de type "générateurs de rythme centraux" (Central pattern generator, CPG, en anglais).

Dans un second temps nous avons réalisé une série de mesures expérimentales pour **analyser de façon systématique et précise l'activité musculaire et cinématique du tronc lors de diverses situations locomotrices** (marche, course, bond, pédalage). Notre premier objectif a été l'étude de l'initiation de la marche, qui représente la mise en marche du système, le point de départ en somme. Nous avons donc développé un ensemble de méthodes pour 1) observer l'activité du tronc lors de l'initiation de la marche et de la marche en régime permanent et pour 2) comparer les activités dans ces deux phases. Cette étude comparée nous a permis d'en apprendre plus sur le programme locomoteur du tronc et nous a donné des pistes pour pousser plus avant l'observation du tronc lors de mouvements locomoteurs rythmiques. Nous avons donc réalisé une autre étude comparée portant sur la marche, la course, le bond et le vélo. Encore une fois, un certain nombre de méthodes ont dû être adaptées pour permettre l'observation de la modification des patrons moteurs lorsque les contraintes locomotrices rythmiques changent. Ces deux études mises bout à bout nous ont permis de mieux **comprendre la manière dont le tronc se mettait en mouvement et comment ses activités musculaires et cinématiques, notamment les synchronisations intersegmentaires, évoluaient** afin de tirer le meilleur parti des mouvements du haut du corps lors de la locomotion proprement dite.

Dans un troisième temps, les résultats obtenus par les mesures d'activités du tronc ayant mis en évidence l'utilité du tronc et les mécanismes de contrôle dans une locomotion efficace, nous avons exploré la **modélisation de l'activité du tronc au moyen d'un réseau d'oscillateurs mimant un CPG**. Le choix d'un modèle de CPG pour représenter l'activité du tronc fait suite à des considérations phylogénétiques qui semblent indiquer qu'une telle structure pourrait exister chez l'homme. Une des propriétés de ce type de réseaux est leur capacité à exprimer différentes synchronisations sans changer de structure, c'est ce que nous avons appliqué aux obser-

vations faites lors de la marche, la course... Une autre propriété de ces réseaux est leur **aptitude à se synchroniser avec un signal externe**, nous avons donc exploré différents moyens de **commander ce réseau d'oscillateur en phase avec la locomotion, encore une fois à partir de l'activité du tronc**, de son accélération pour être plus précis.

Finalement, outre une meilleure compréhension de l'activité rythmique du tronc, l'étude duale mesure/modélisation nous a également permis d'entrevoir des applications possibles dans le suivi de l'activité locomotrice, dans l'assistance fonctionnelle et dans la robotique.





# Table des matières

Remerciements	3
Avant propos	5
<b>I La locomotion et le tronc, généralités</b>	<b>11</b>
<b>1 Principes généraux</b>	<b>13</b>
1.1 La locomotion . . . . .	13
1.2 Le tronc . . . . .	23
<b>2 Le tronc en marche</b>	<b>29</b>
2.1 Activité cinématique du tronc . . . . .	29
2.2 Activité musculaire du tronc . . . . .	35
<b>3 Les CPGs</b>	<b>37</b>
3.1 Les CPGs chez l'animal . . . . .	37
3.2 De l'animal à l'homme . . . . .	39
<b>II Étude de l'activité du tronc au fil de la locomotion</b>	<b>43</b>
<b>1 Matériel et méthodes</b>	<b>47</b>
1.1 Équipement matériel . . . . .	47
1.2 Traitements numériques . . . . .	49
1.3 Normalisation de l'initiation de la marche et de la marche . . . . .	50
<b>2 L'initiation de la marche et le tronc. De la posture à la marche.</b>	<b>57</b>
2.1 Protocole . . . . .	58
2.2 Comparaison de l'activité du tronc entre l'initiation et la marche . . .	60
2.3 Discussion . . . . .	70

<b>3</b>	<b>Marche, cours, bondis...</b>	<b>77</b>
3.1	Protocole . . . . .	78
3.2	Résultats . . . . .	81
 <b>III Représentation et suivi du mouvement du tronc pendant la locomotion</b>		<b>95</b>
<b>1</b>	<b>Commande d'un CPG du tronc.</b>	<b>99</b>
1.1	Le réseau d'oscillateurs . . . . .	99
1.2	Asservissement du réseau d'oscillateurs à un signal externe avec une boucle de phase . . . . .	104
<b>2</b>	<b>Détection de l'initiation de la marche grâce à l'observation du tronc.</b>	<b>109</b>
2.1	Introduction . . . . .	109
2.2	Choix de l'emplacement du capteur . . . . .	110
2.3	Algorithme de détection . . . . .	112
2.4	Validation . . . . .	113
<b>3</b>	<b>Suivi en continu du cycle de marche à partir de l'accélération du tronc.</b>	<b>117</b>
3.1	Algorithme de corrélation. . . . .	117
3.2	Observation par l'intermédiaire d'un oscillateur de van der Pol. . . . .	123
 <b>Conclusions et perspectives</b>		<b>131</b>
<b>Publications</b>		<b>139</b>
<b>Bibliographie</b>		<b>141</b>
<b>Annexes</b>		<b>153</b>

**Première partie**

**La locomotion et le tronc,  
généralités**



# Chapitre 1

## Principes généraux

Cette thèse, comme cette partie, vont traiter ensemble deux sujets principaux : la locomotion et le rôle du tronc dans cette activité rythmique chez l'être humain. Ces deux thèmes pris indépendamment ont été sujets à un grand nombre d'études et nous rappellerons donc tout d'abord quelques notions fondamentales concernant ces deux thèmes pour faciliter la compréhension de cette étude et en poser le cadre.

### 1.1 La locomotion

La locomotion est la faculté, pour un être vivant, de se mouvoir. Le mode de locomotion privilégié pour l'être humain est la marche, celui-ci présentant un rendement énergétique des plus avantageux pour un bipède. La marche sera notre condition référence tout au long de la thèse.

#### 1.1.1 Marche

La marche est un processus locomoteur cyclique au cours duquel le corps en mouvement est supporté alternativement par une jambe puis l'autre (Rose and Gamble, 2006). Lorsque le corps passe au dessus de la jambe de support, l'autre jambe entre en *phase de balancement* en préparation de sa prochaine *phase de support*. Le sujet garde toujours un pied en contact avec le sol et, lors du transfert du poids du corps d'une jambe à l'autre, les deux pieds sont au sol (double support). Pendant la marche les mouvements du corps se répètent de façon cyclique, pas après pas. On définit le cycle de marche comme l'ensemble des événements qui surviennent entre deux événements identiques, le plus souvent le poser du pied. Certains paramètres peuvent être extraits pour quantifier la marche :

- La durée du cycle, ou période : espace de temps exprimé en secondes qui s'écoule

durant un cycle de marche. Il est alors possible de normaliser le cycle de marche afin d'exprimer les instants de survenues des différents événements du cycle de marche en pourcentage de sa durée globale.

- La cadence (ou fréquence) : c'est l'inverse de la période, généralement exprimée en pas/minute.
- La foulée : c'est la distance (en mètres) parcourue entre deux cycles de marche consécutifs par un même point, généralement le talon, qui a servi à découper le cycle.
- La longueur du pas : c'est la distance (en mètres) entre le poser du talon de chaque pied.
- La vitesse de marche : c'est la vitesse moyenne (m/s ou km/h), généralement atteinte au bout de trois pas (instauration du régime permanent).

Le cycle de marche est classiquement divisé en différentes séquences successives qui commencent par le contact du talon du membre de référence (Fig 1.1). Dans ce cadre, il est possible soit de se concentrer sur les mouvements d'un membre, soit sur les séquences d'interactions des deux membres inférieurs.

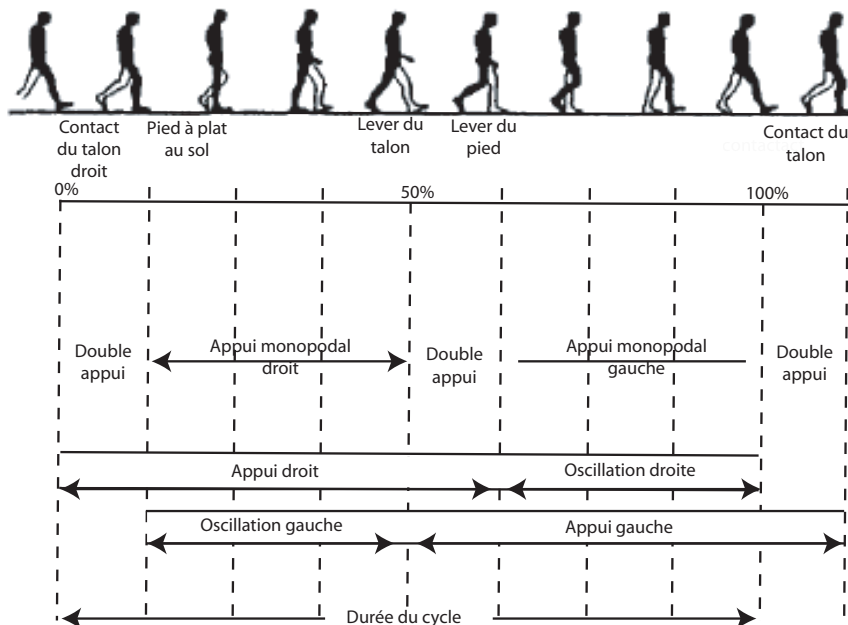


FIG. 1.1 – Cycle de marche chez l'homme (D'après D'Angéli-Chevassut et al., 1999).

Chaque membre inférieur, présente une phase d'appui (support, *stance*) et une phase d'oscillation (balancement, *swing*). Chacune des phases s'étend respectivement de 0 à 60 %, et de 60 à 100 % du cycle de marche. La phase d'appui est composée de la succession du contact du talon (poser du talon, *heel on; Hon*) à 0 % du cycle

de marche, du contact des orteils (poser des orteils, *toe on*) à 15 % du cycle puis du décollement du talon (lever du talon, *heel off*) à 40 % du cycle, et de la fin de la phase d'appui caractérisée par le décollement des orteils (lever du pied, *toe off*, *Toff*) à 60 % du cycle. La phase d'oscillation qui suit est marquée par le passage du pied oscillant en avant du pied portant, à 80 % du cycle de marche, c'est-à-dire à la moitié de sa propre durée (D'Angéli-Chevassut et al., 1999). Pour rendre compte des mouvements des deux membres inférieurs, il faut décrire successivement un premier double appui (membre de référence en avant) qui s'étend de 0 à 15 % du cycle, suivi d'un premier simple appui sur le membre de référence de 15 à 50 % du cycle, puis d'un deuxième double appui (membre controlatéral en avant) de 50 à 65 % du cycle et enfin un deuxième simple appui sur le membre controlatéral qui termine le cycle.

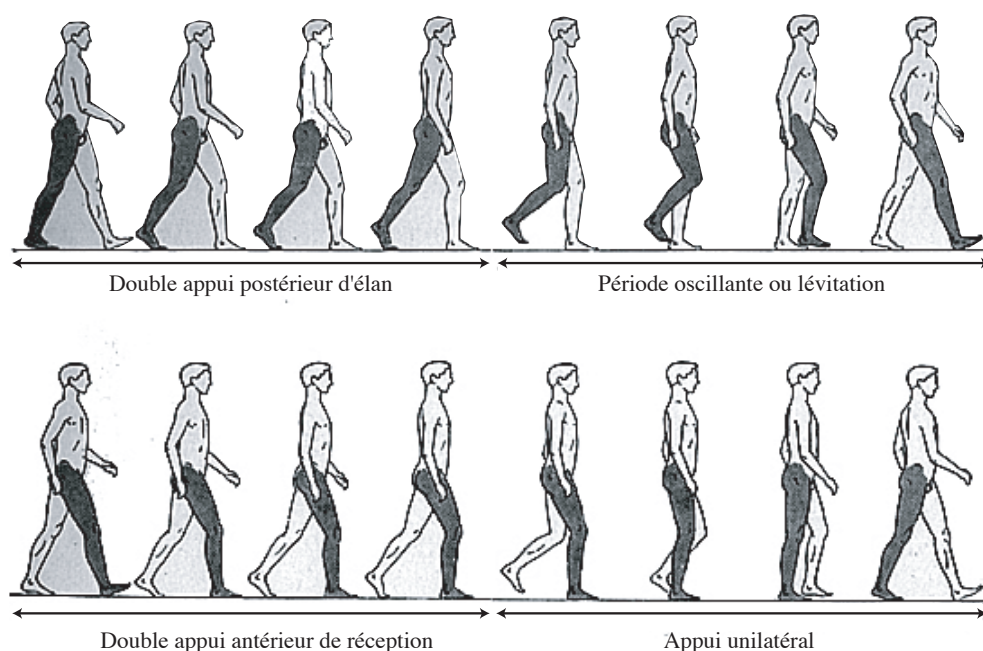


FIG. 1.2 – Définition des phases d'élan (poussée)/réception pour la jambe considérée (D'après Ducroquet et al., 1965).

Selon Ducroquet (Ducroquet et al., 1965), le cycle de marche peut être divisé en quatre temps fonctionnels pour chaque membre inférieur prenant en compte la position de l'autre membre inférieur (Fig 1.2) :

- Double appui postérieur d'élan (poussée) : les deux pieds sont au sol, le membre postérieur se redresse en prenant appui sur le sol et propulse le corps.
- Période oscillante : après avoir donné son élan, le membre postérieur s'élève et quitte le sol, oscille autour de la hanche, maintenue par l'appui du membre opposé et devient antérieur.



- Double appui antérieur de réception : le membre inférieur reprend contact avec le sol et régule la vitesse du corps en freinant sa progression.
- Appui unilatéral : le membre inférieur supporte le poids du corps, l'autre membre inférieur étant oscillant.

Ainsi, la marche se caractérise d'un point de vue dynamique par une succession d'accélération et de freinages. Le moteur, c'est-à-dire l'élan, se situe au niveau du membre qui est en arrière et projette le centre de masse vers le haut. Le freinage se situe au niveau du membre inférieur de réception qui transforme la chute du centre de gravité en mouvement vers l'avant. Le jeu articulaire des membres inférieurs et du bassin dirigé par les muscles permet dans ce cadre de limiter et de rendre harmonieux le déplacement du centre de gravité du corps à l'origine d'une réduction de la dépense énergétique nécessaire pour la marche (Saunders et al., 1953; Murray et al., 1966; Murray et al., 1964; Cappozzo, 1981; Nilsson et al., 1985). La notion de centre de masse (ou centre de gravité) sera détaillée plus tard, cependant il est intéressant de préciser ici que même si sa localisation fluctue lors de la locomotion, il est toujours contenu dans la principale masse du corps, le tronc. Ce dernier a donc un rôle important dans la gestion de la trajectoire du centre de masse : ses déplacements ont un impact direct sur l'équilibre (Azevedo et al., 2007).

### 1.1.2 Posture

La posture est l'élaboration et le maintien actif de la configuration des différents segments du corps dans l'espace ; elle exprime la manière dont l'organisme affronte les stimulations du monde extérieur et se prépare à y réagir. Si le concept de posture est surtout rattaché à des aspects statiques, elle n'en demeure pas moins importante lors de la locomotion qui est une activité dynamique. En effet, le mouvement nécessite pour s'exécuter, une tension musculaire adéquate et une activité posturale adaptée qui permettent au corps de se maintenir dans une position érigée. Deux types de postures peuvent alors être discriminés :

- La posture statique : en dehors du contexte dynamique, elle représente le positionnement des segments corporels sous la contrainte des forces de gravité, c'est à dire lorsque l'on se tient dans une position sans bouger.
- La posture dynamique : lors du mouvement d'un corps, la posture se conçoit comme une activité musculaire directement associée au mouvement, i.e. qui permet au mouvement de se réaliser tout en maintenant l'édifice apte à réagir à d'autres stimulations extérieures.

Il est donc nécessaire d'établir un équilibre entre ces deux objectifs contradictoires : se déplacer pour accomplir une tâche et réagir à la perturbation de l'équilibre pos-

tural induite par ce mouvement (Horak and McPherson, 1996). Ainsi se mouvoir résulte de l'intégration de toutes les positions des segments corporels incluant les membres mais aussi la tête et le tronc (Assaiante and Amblard, 1995). L'ensemble des muscles doit alors agir ensemble, dirigeant chaque segment corporel correctement pour accomplir l'acte de locomotion. Il est intéressant à ce stade d'introduire la définition de deux paramètres très utilisés en posturographie et qui seront utiles notamment pour l'étude de l'initiation de la marche :

- Centre de masse (COM) : barycentre d'un ensemble d'éléments. En ce qui concerne le corps humain adulte, sa situation dans le plan sagittal lors de la position du garde-à-vous, est habituellement localisée en regard de la deuxième vertèbre sacrée (S2). En cinématique, sa trajectoire est ainsi souvent assimilée aux mouvements d'un marqueur placé en regard du sacrum. Le centre de masse du tronc est quant à lui, localisé juste en avant de la neuvième vertèbre thoracique. Ainsi lors des analyses radiographiques, l'équilibre du tronc est souvent jugé sur la position de la vertèbre thoracique T9 par rapport aux têtes fémorales qui supportent le bassin.
- Centre de pression (COP) : terme utilisé en posturologie qui traduit la situation du barycentre des points de pression des pieds sur le sol. C'est le décalage du centre de pression et du centre de masse qui provoque le mouvement de l'ensemble du corps, notamment dans la locomotion.

### 1.1.3 Plans de l'espace

Classiquement, les études cinématiques se font en observant le mouvement dans chaque plan de l'espace (Fig 1.3) :

- Le plan frontal ou coronal : comme son nom l'indique, c'est le plan du front, il sépare le corps en une partie antérieure et une partie postérieure. Dans l'étude de la locomotion c'est le plan où l'on retrouve des inclinaisons vers la gauche et la droite relatives à l'angle de roulis.
- Le plan sagittal ou plan médian : du latin "sagitta" qui signifie flèche, c'est le plan de la direction de la locomotion. il sépare la moitié gauche de la moitié droite du corps. Les membres situés du même côté du plan sagittal sont dit ipsilatéraux tandis que ceux situés de part et d'autre du plan sont dit contralatéraux. Dans l'étude de la locomotion, c'est le plan où l'on retrouve des inclinaisons antéropostérieures, relatives à l'angle de tangage.
- Le plan horizontal : comme son nom l'indique, il est perpendiculaire à la verticale et sépare le corps en une partie supérieure (du côté de la tête) et une partie inférieure (du côté des pieds). Dans l'étude de la locomotion, c'est le plan où l'on retrouve les rotations horizontales relatives à l'angle de lacet.

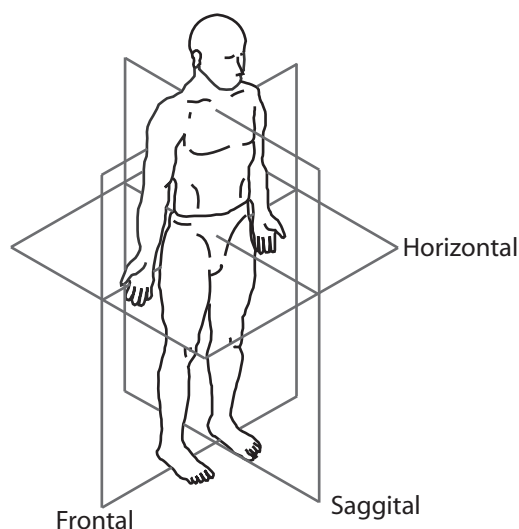


FIG. 1.3 – Plans de l'espace.

### 1.1.4 Mouvement des membres inférieurs

Avant de nous intéresser à ce qui se passe au niveau du tronc, nous rappellerons ici brièvement ce qui se passe en dessous du tronc d'un point de vue cinématique lors de la marche. Les mouvements importants seront reportés dans chaque plan (Rose and Gamble, 2006) :

#### Plan frontal

- Bassin : le bassin s'incline vers la jambe de support lors de la phase de transfert, en même temps que l'élévation de la jambe oscillante, puis retombe pour arriver en position neutre lors de la phase de double support.
- Hanche : la flexion/extension (abduction/adduction) de la hanche suit une courbe relativement proche de celle du bassin qui fait partir la jambe vers l'extérieur lors de la phase de transfert et vers l'intérieur lors de la phase de support.

#### Plan sagittal

- Bassin : lors de la marche, le bassin présente une inclinaison générale vers l'avant et oscille deux fois d'avant en arrière autour de cette position référence lors d'un cycle complet de marche, atteignant son inclinaison maximale à la fin de la phase de transfert, lorsque la jambe finit de "tomber".
- Hanche : le mouvement est relativement simple ; la hanche est fléchie au poser du talon ipsilatéral et s'étend jusqu'au poser du talon controlatéral et inversement.
- Genou : le genou présente deux flexions lors d'un cycle de marche. La première,

après le poser du talon sert à absorber l'impact. La seconde, pendant la phase de balancement, permet d'aider au passage du pas en soulevant la jambe.

- Cheville : c'est le mouvement le plus complexe du plan sagittal. Lors du poser du talon, l'extension de la cheville met le pied à plat, puis le passage du corps vers l'avant alors que le pied est au sol provoque la flexion de la cheville jusqu'au décolllement du talon provoqué par l'activation des muscles du mollet et finalement le redressement du pied provoqué par les muscles avant du tibia lors de la phase de transfert.

### Plan horizontal

- Bassin : Lors de la marche, le bassin présente une rotation autour de l'axe vertical. Au poser du talon la rotation est maximale du côté de la jambe ipsilatérale et minimale du côté de la jambe contralatérale, i.e. la crête illiaque ipsilatérale est devant la crête illiaque contralatérale.
- Hanche : la rotation vers l'intérieur de la hanche débute à la fin de la phase de transfert, et se poursuit sous l'effet de la rotation du bassin jusqu'au poser du talon contralatéral. Ensuite, la rotation vers l'extérieur débute jusqu'à la fin de la phase de transfert ipsilatérale.
- Pied : par rapport au référentiel terrestre, le pied est généralement tourné vers l'extérieur de la base de support tout au long du cycle. Une rotation plus importante est observée lors de la phase de transfert sur le pied ipsilatéral. Ainsi, on observe une rotation vers l'extérieur pendant la phase de transfert et vers l'intérieur lors de la phase de support.

### 1.1.5 Différentes allures, course

En dehors de toute autre contrainte, le choix de la vitesse de marche naturelle correspond à une minimisation des dépenses énergétiques nécessaires au déplacement (Grillner et al., 1979) en optimisant le transfert entre énergie cinétique et énergie potentielle. La durée du cycle locomoteur diminue de manière non linéaire avec l'augmentation de la vitesse (Grillner et al., 1979; Nilsson et al., 1985; Thorstensson et al., 1982). Elle décroît de 35 % pour des vitesses de marche passant de 1 à 2,5 m/s, et de 50 % pour des vitesses de course passant de 2 à 6 m/sec (Murray et al., 1964; Nilsson et al., 1985; Thorstensson et al., 1984). Pour des vitesses de déplacement relativement lentes, la phase de support occupe la majeure partie du cycle. Cependant, la proportion de chaque phase dans le cycle est modifiée en fonction de la vitesse de marche. Ainsi, à mesure que la vitesse augmente, la phase de

double support devient une plus petite fraction du cycle de marche par rapport à la phase de transfert. Les phases d'appuis sur un seul pied occupent alors une part plus importante du cycle. Cependant, bien que ces phases soient intuitivement plus instables, et donc que leur augmentation dussent rendre la marche plus instable il n'en est rien. En effet, la marche est une succession de positions plus ou moins instables stabilisée en fréquence (Breniere and Ribreau, 1998), c'est à dire que chaque position prise individuellement n'est pas stable, mais qu'elles se succèdent suffisamment vite pour qu'on ne tombe pas.

Si la vitesse continue d'augmenter, la phase de double support disparaît et le sujet passe dans un autre mode de locomotion plus économique énergétiquement à haute vitesse, la course. Lors de la course, l'homme se déplace en ayant au plus un point d'appui en contact avec le sol, contrairement à la marche où il faut au moins un point d'appui au sol. C'est d'ailleurs ainsi qu'est formulée la différence marche/course lors des épreuves de marche olympique. L'athlète est sanctionné pour "course" lorsque le double support disparaît au profit d'une phase de suspension en l'air, absente de la marche.

### 1.1.6 Initiation de la marche

Outre les mécanismes de régulation et la description propre du cycle de marche, il est important de rappeler les mécanismes d'initiation de la marche qui apportent un éclairage indispensable sur la manière dont le système nerveux central gère les déséquilibres induits par la perte d'une position statique lors de la locomotion humaine. Les paramètres principalement étudiés sont la durée des différentes phases, l'influence de cette durée sur la vitesse du pas, l'amplitude des mouvements des COP et COM, la longueur du pas, l'activation de tels ou tels muscles pendant telles ou telles phases. Dans la très grande majorité des cas, seuls les muscles du bas de la jambe sont étudiés. Parfois, sont aussi étudiés, le *gluteus maximus* (grand fessier) et quelques muscles de la cuisse ainsi que sporadiquement des muscles au-dessus de la ceinture.

Les études réalisées sur l'initiation du pas (Breniere and Do, 1991; Brunt et al., 1999; Crenna and Frigo, 1991; Mann et al., 1979; Mickelborough et al., 2004) ont décrit deux ou trois phases, et mettent en vis-à-vis une phase de préparation posturale du déplacement, et une ou des phases monopodales et/ou bipodales. Un consensus émergeant de ces études, fait débiter l'initiation du pas par l'inhibition du muscle *gastrocnemius* (gastrocnémien) de la jambe d'appui et l'activation bilatérale des muscles *tibialis anterior* (tibial antérieur) et *gluteus medius* (moyen fessier) de la première jambe en balancement (jambe meneuse) (Fig 1.4). Ceci engendre un

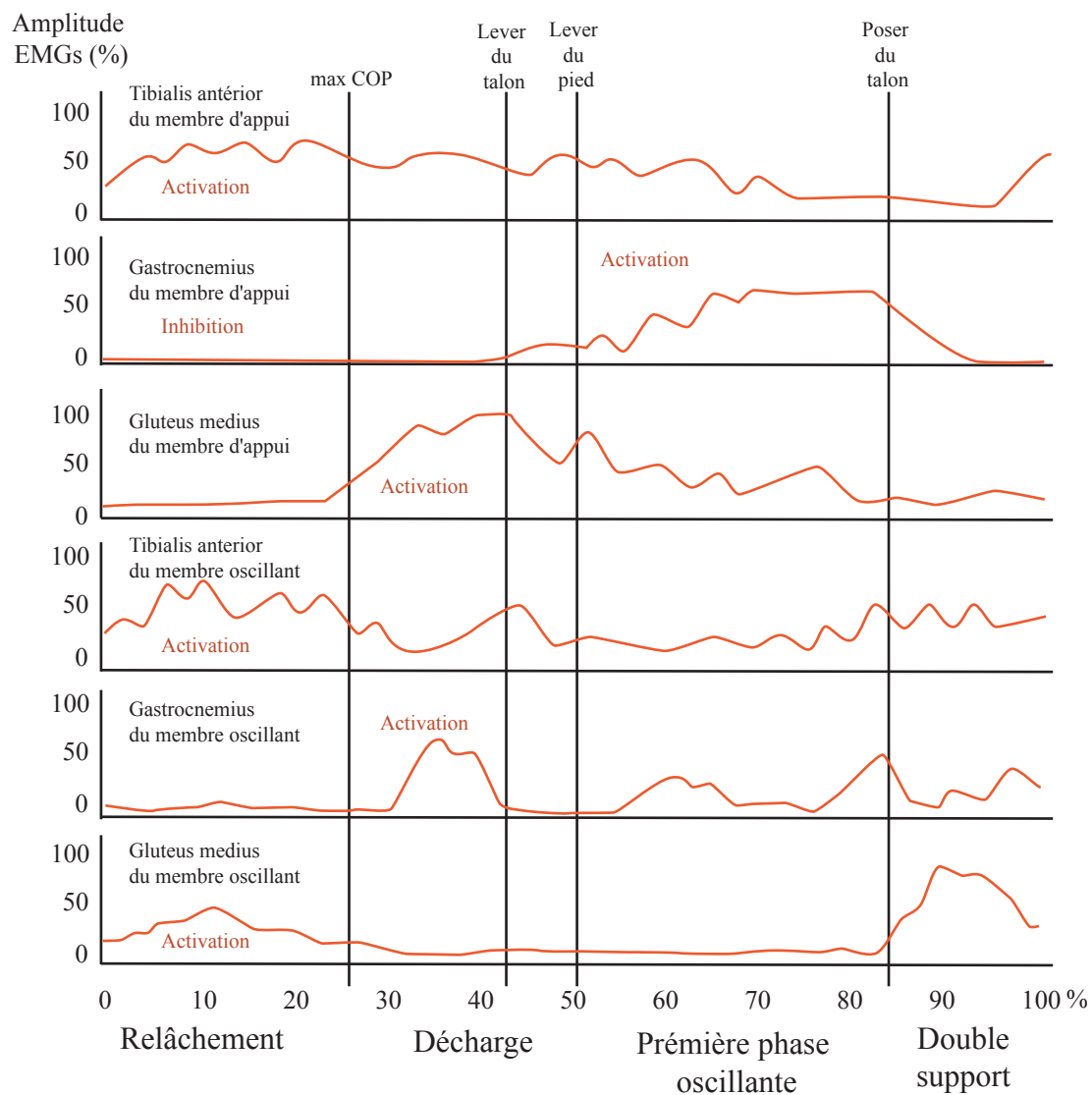


FIG. 1.4 – Activation des muscles des jambes lors d’une phase d’initiation normalisée (D’après Mickelborough et al.,2004). maxCOP : excursion latérale maximale du centre de pression vers la première jambe oscillante.

découplage du centre de pression (COP) et du centre de masse (COM). Le COP recule vers la future jambe meneuse alors que COM part vers l'avant du côté de la jambe d'appui (Fig 1.5). Lorsque l'excursion maximale du COP est atteinte du côté meneur, le *gluteus médius* controlatéral et le *gastrocnemius ipsilatéral* entrent en action pour soulever la jambe meneuse et transférer ainsi le COP du côté de la jambe d'appui. L'élévation est finalisée par un pic d'activité du muscle *tibialis anterior* correspondant. Enfin, la jambe d'appui exerce une force d'impulsion qui engendre le mouvement vers l'avant (Mickelborough et al., 2004). Le mouvement vers l'avant, créé par l'impulsion de la jambe d'appui, est favorisé par la "chute en avant" du COM comme cela a été décrit dans le modèle du pendule inversé (Cavagna et al., 2000; Cavagna et al., 1963; Kuo, 2007).

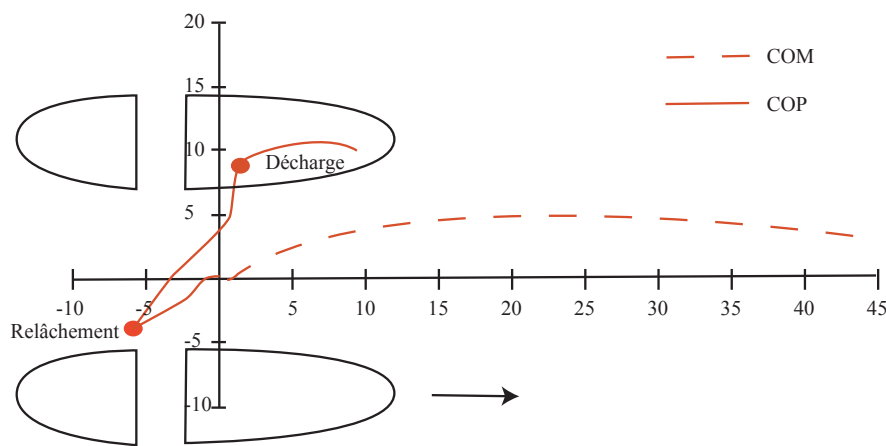


FIG. 1.5 – Trajectoire des centres de pression (COP, ligne rouge pleine) et de masse (COM, ligne rouge pointillée) lors de l'initiation du pas (D'après Halliday et al., 1998).

Des auteurs se sont intéressés aux effets des différentes postures (par exemple sur la pointe des pieds) ou conditions de départ (instabilité, obstacle, montée de marche, position asymétrique), (Fiolkowski et al., 2002; Gelat et al., 2006; Patchay and Gahery, 2003) sur l'initiation du pas. D'autres se sont intéressés aux différentes populations, pouvant présenter des altérations des patrons moteurs comme les personnes âgées, les parkinsoniens, les hémiplegiques (Bensoussan et al., 2006; Halliday et al., 1998; Henriksson and Hirschfeld, 2005; Mickelborough et al., 2004; Patchay et al., 2002; Tokuno and Eng, 2006). D'autres enfin, se sont intéressés à la vitesse de réaction suivant le stimulus donnant le départ (Delval et al., 2005). La majorité des études sur l'initiation de la marche résume alors le rôle du tronc à celui d'une masse intégrée dans le COM, appliquant le modèle biomécanique du pendule inversé (Cavagna et al., 1963). De ce point de vue, le tronc est déplacé passivement par les mouvements des jambes (Witte et al., 2004). Le rôle des muscles du tronc est alors

limité à un effet de stabilisation du corps et de la tête en réponse aux mouvements induits par les déplacements des membres inférieurs. Aucun auteur n'envisage le rôle actif que pourraient avoir les muscles du tronc dans l'initiation de la marche. Étayer une telle hypothèse, nécessite une observation détaillée de la cinématique et de l'activité musculaire du haut du corps (tronc mais aussi tête et bras) au moment de l'initiation du pas. Il serait alors possible de comprendre le rôle des muscles du tronc dans le déroulement des différentes phases de l'initiation de la marche. Au-delà, une telle approche devrait apporter des éléments de réponse à la controverse induite par l'aspect cyclique de la marche vis-à-vis du rôle stabilisateur ou au contraire mobilisateur des muscles du tronc durant cette tâche.

## 1.2 Le tronc

Chez l'homme, le tronc représente 60% de la masse totale du corps avec une position élevée au dessus de la base de support constituée par les pieds ce qui élève la position du centre de gravité, et donc pose un défi à l'équilibre. En outre le tronc possède une structure complexe, avec un squelette très articulé et un réseaux musculaire dense ce qui lui donne la versatilité suffisante pour accomplir un grand nombre de tâches différentes tout en maintenant le corps en équilibre [8]. Cette versatilité, qui est un atout, est aussi un défi à l'équilibre, notamment lors de la locomotion au cour de laquelle les mouvements du tronc doivent être régulés de façon complexe grâce à la combinaison d'actions musculaires anticipatoires et réactives. Néanmoins, comme nous allons le voir, le tronc est armé pour accomplir ce rôle de pièce centrale du corps.

### 1.2.1 Phylogénie

#### Le squelette

Pendant la locomotion, les humains présentent des traits communs avec les autres vertébrés, ne serait-ce qu'au niveau de la structure squelettique qui est le résultat d'une lente évolution de la nage à la bipédie (Fig 1.6). C'est pourquoi l'étude de la locomotion chez les animaux apporte de précieuses informations pour la compréhension de la locomotion chez l'homme.

Les variations squelettiques des mammifères associent une transformation du squelette axial (du tronc) et appendiculaire (des membres). Les premiers mammifères montrent, comme les reptiles, des membres à deux segments longs orientés perpendiculairement à l'axe du tronc. Ensuite, les mammifères quadrupèdes montrent des



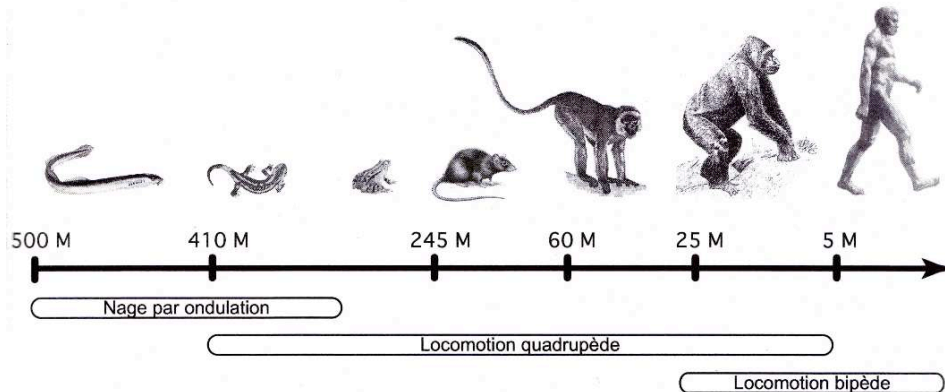


FIG. 1.6 – Évolution de la nage anguilliforme vers la bipédie en passant par la marche quadrupède (D'après Falgairolle et al., 2006).

membres organisés de manière para-sagittale qui sont associés à une réduction des mouvements d'incurvation latérale du tronc lors de la locomotion (Fischer, 2001). Le membre postérieur, chez les mammifères et les humains, présente une structure générale analogue. Cependant, chez ce dernier, les différents segments du membre ont dû être adaptés aux besoins de la stabilisation en position debout. Le membre supérieur humain quant à lui apparaît réduit à deux longs segments. Pour ce qui est du tronc, le nombre de vertèbres a peu varié au long de l'évolution, par contre leur forme et leur disposition ont dû être grandement adaptées pour permettre la station bipède, notamment l'apparition des courbes de lordose lombaire et cyphose thoracique.

### Les muscles du tronc

Chez la lamproie, organisme anguilliforme, les fibres musculaires sont parallèles à l'axe du corps. Les poissons teleostei, d'apparition plus récente, présentent eux une différenciation des muscles axiaux en muscles épaxiaux (situés dorsalement) et en muscles hypaxiaux (situés ventralement). Les muscles épaxiaux et hypaxiaux situés d'un même côté se contractent alors de manière synchrone pour induire la latéroflexion du tronc (Jayne and Lauder, 1995). Les salamandres ont une stratégie musculaire identique pour induire des mouvements ondulatoires leur permettant de nager les pattes maintenues le long du corps (Delvolve et al., 1997). Lors de la locomotion terrestre, le patron des muscles axiaux change avec des contractions asynchrones qui incurvent le corps et luttent contre la torsion du tronc induite par les appuis en diagonale (Carrier, 1990). L'évolution de l'organisation musculaire vers

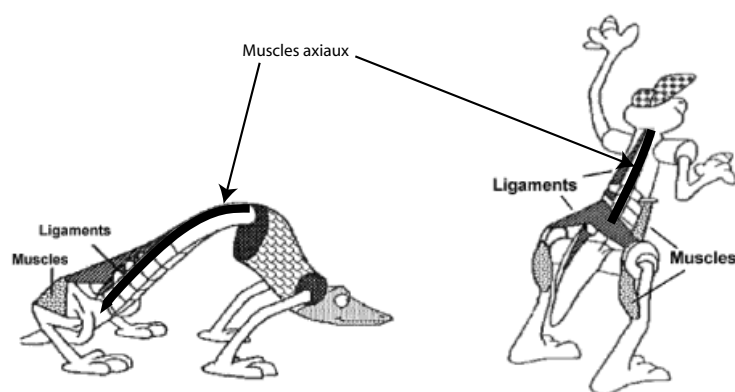


FIG. 1.7 – Cartoon montrant comment les muscles liant le pelvis au tronc ont évolué pour amener à la bipédie (D’après Gracovetsky, 1988).

les anthropoïdes semble faire l’objet d’une controverse sur l’évolution des muscles épaxiaux (dorsaux). Pour certains, il existerait une réduction des erector spinae (ES) et globalement de la masse des muscles paravertébraux concomitante à l’arrivée de la station érigée (Lovejoy, 2005). Pour d’autres, il existerait au contraire un développement important des muscles multifidus et de l’ensemble des muscles erector spinae associés à la station érigée, notamment marquée par la différenciation des muscles iliocostalis et longissimus (MacDonald et al., 2006). Chez l’homme moderne, les modèles anatomiques récents des muscles axiaux révèlent un partage des fonctions musculaires qui ne respectent plus le clivage muscles épaxiaux et hypaxiaux, au profit d’une différenciation de muscles profonds stabilisateurs et de muscles périphériques ou superficiels dit mobilisateurs (Hodges, 2001; Radebold et al., 2000).

### Le système nerveux

La phylogénie des primates est marquée par une évolution progressive vers la bipédie (Fig 1.6). Cependant, les chimpanzés, les animaux les plus proches de l’homme, passent uniquement 15 % de leur temps sur leurs membres inférieurs. Une importante question est de savoir si, en dépit des différentes modalités évolutives sur le plan de l’organisation biomécanique de la locomotion, les systèmes neuronaux ont été en partie préservés lors de l’évolution vers l’être humain. La grande majorité de nos connaissances sur l’organisation des réseaux neuronaux axiaux provient d’études portant sur la moelle épinière des vertébrés inférieurs. La mise en relation avec des études cinématiques et électromyographiques sur l’homme permettrait d’émettre des hypothèses sur le contrôle de la locomotion chez ce dernier.

Le système nerveux central a la capacité d’intégrer les entrées sensorielles pour

réaliser un mouvement optimal, on parle de contrôle en boucle fermée. Cependant, l'utilisation des différents modèles animaux a permis de montrer que le système nerveux central possède en lui-même la capacité endogène d'organiser temporellement et même spatialement une partie des activités adaptées au monde extérieur, sans retour sensoriel, on est dans ce cas dans un contrôle en boucle ouverte. Il s'agit dans la plupart des cas d'activités motrices rythmiques telles que la locomotion, la respiration ou la mastication. Les retours sensoriels sont alors présent pour valider la bonne conduite de l'activité générée mais pas à son origine. On parle alors entre autres de générateurs de patrons moteurs (CPG : Central Pattern Generator). La notion de CPG et leur modélisation seront abordés ultérieurement ainsi que la possible conservation de ces structures chez l'homme.

### 1.2.2 Structure squelettique, musculaire, nerveuse du tronc

#### La colonne vertébrale :

La colonne vertébrale est une tige segmentaire osseuse, postérieure et médiane, constituée par la superposition de 32 vertèbres réparties en 4 groupes : 7 vertèbres cervicales, 12 thoraciques, 5 lombaires et 5 sacrées (Fig 1.8). Malgré l'existence de variations morphologiques selon les étages considérés (cervical, thoracique, lombaire ou sacrococcygien), on retrouvera toujours au niveau de chaque vertèbre les éléments d'une vertèbre type (Kapandji, 1994). Les vertèbres sont articulées entre elles et en avant, par l'intermédiaire d'un disque intervertébral, qui est classiquement décrit comme une lentille biconvexe, composée d'une enveloppe de collagène (annulus) et d'un noyau constitué d'un gel hydrophile (nucleus). En arrière, elles entrent aussi en contact, par l'intermédiaire des articulations postérieures. Ainsi, chaque vertèbre est articulée, à chaque vertèbre sus et sous-jacente par trois jonctions : une antérieure constituée par le disque intervertébral et deux postéro-latérales formées par les deux articulations postérieures (apophyses ou processus épineux dorsaux ou transverses). Dans le plan frontal, la colonne se projette sur une ligne, strictement verticale. En revanche, dans le plan sagittal, la colonne présente des courbures de valeurs variables. La partie thoracique présente une cyphose (courbure vers l'arrière), les parties cervicales et lombaires une lordose (courbure vers l'avant, Fig 1.8). Ces courbures permettent une posture bipède droite, le regard vers l'avant, avec un coût énergétique faible.

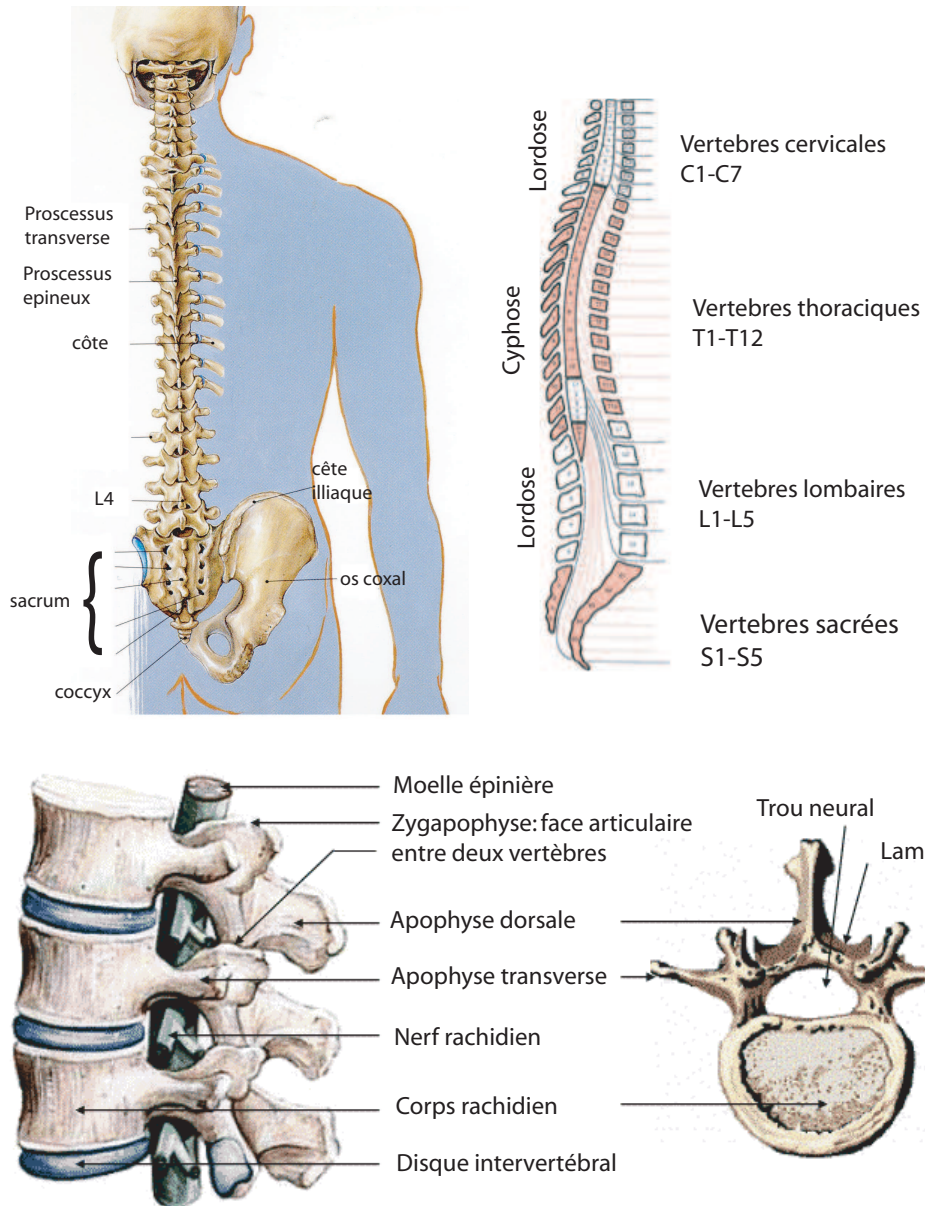


FIG. 1.8 – Description de la colonne vertébrale (D'après Kamina and Rideau, 2000, medicopedia.net)

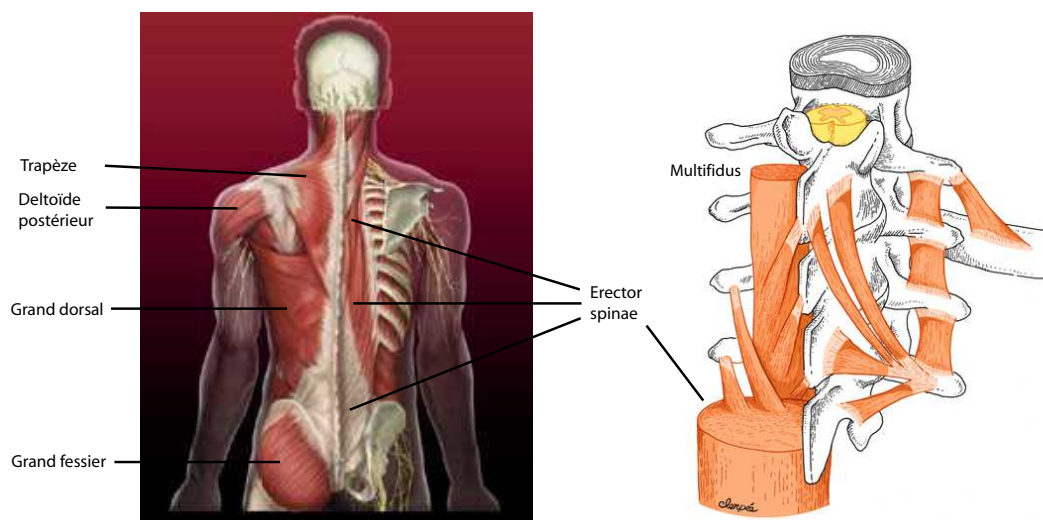


FIG. 1.9 – Points saillants de la musculature du dos, notamment les muscles Erector spinae. (D'après [www.claire-p.com](http://www.claire-p.com))

### Les muscles Erector Spinae :

Selon le Gray's Anatomie (Drake et al., 2006), les muscles Erector Spinae (ES) ou muscles érecteurs du rachis, sont un des principaux groupes musculaires intrinsèques du dos (Fig 1.9). Ils sont disposés sur la face postérieure et latérale de la colonne vertébrale. Ils s'attachent sur les processus épineux des vertèbres et les angles costaux. Dans les régions thoraciques et lombaires, les muscles érecteurs sont recouverts par le fascia thoracolombal et le muscle dentelé postéro-inférieur, rhomboïde et splénius. De bas en haut les muscles érecteurs se développent à partir d'un volumineux tendon inséré sur le sacrum, la crête iliaque et le processus épineux des vertèbres lombaires et thoraciques inférieures. La masse musculaire se divise ensuite en trois faisceaux principaux qui se divisent à leur tour pour donner de plus petits faisceaux qui s'insèrent à différents niveaux (lombaire, thoracique, cervical et céphalique). L'action de ces muscles permet le redressement du tronc en cas de contraction simultanée de part et d'autre de la colonne vertébrale et la latéroflexion en cas de contraction asymétrique. Cependant, sous certaines conditions, une action rotatoire du tronc peut être possible.

# Chapitre 2

## Le tronc en marche

La conjonction de ces deux items, locomotion et tronc, plus qu'une simple somme d'informations a été ces vingt dernières années un sujet d'étude en essor. Avant 1982 et les travaux de Thorstensson (Thorstensson et al., 1982), peu de scientifiques ont réellement abordé le sujet, à la notable exception de Gregersen (Gregersen and Lucas, 1967). Ce dernier avait en effet réalisé une étude qu'il serait actuellement impossible de mener, malgré le fait qu'elle puisse donner des résultats d'une précision rare. En effet, il avait planté des tiges en métal directement dans les vertèbres pour en mesurer les rotations. Depuis, un certain nombre d'études se sont penchées sur l'activité musculaire et cinématique du tronc et la principale conclusion qui en ressort c'est que le tronc n'est en aucun cas un simple passager lors de la marche. Nous allons donc rappeler dans ce qui suit quelques activités intéressantes du tronc qui ont guidé notre étude.

### 2.1 Activité cinématique du tronc

#### 2.1.1 Mouvements linéaires

**Mouvements linéaires verticaux (Thorstensson et al., 1984) :**

- Description : les vertèbres oscillent verticalement, deux fois par cycle de marche. Les points les plus bas sont atteints juste après le contact de chaque talon au sol, c'est-à-dire environ au milieu des phases de double support. Les points les plus hauts sont atteints au milieu des phases de simple appui sur chaque membre.
- Adaptation au mode et à la vitesse de locomotion : les excursions verticales de C7 et L3 varient avec la vitesse de marche. L'amplitude des déplacements en L3 augmente avec la vitesse de 2,7 cm à 6,8 cm, mais diminue de 7,7 à 4,8 cm durant la course pour des vitesses variant de 2,5 à 6 m/s. Dans ces deux allures,

le maximum de déplacement vertical survient entre 2,5 et 3 m/s. Cependant, dans cette fourchette de vitesse, le passage de la marche à la course entraîne une augmentation importante des déplacements verticaux de L3. Les déplacements verticaux de C7 sont quasiment similaires à ceux de L3, sauf pour la course, où dans une fourchette de vitesse comprise entre 2,5 et 3 m/s, le déplacement de C7 est inférieur à celui de L3. Le moment où L3 atteint sa position la plus basse survient entre environ 7 et 10 % du cycle de marche (juste après le contact) sans changement avec la vitesse, et entre 15 et 19 % du cycle de course sans changement avec la vitesse.

#### Mouvements linéaires latéraux (Thorstensson et al., 1984) :

- Description : dans le plan frontal, le tronc effectue une grande oscillation de chaque côté, avec un déplacement allant alternativement vers le membre de réception. Au contact du talon, le tronc se dirige vers le membre de réception et atteint sa position extrême pendant la phase de simple support (Thorstensson et al., 1982).
- Adaptation au mode et à la vitesse de locomotion : durant la marche, les amplitudes des déplacements de C7, T6 et L3 montrent une diminution liée à l'accroissement de la vitesse de 1 à 2 m/s. La diminution la plus importante survient en T6 en passant de 5,9 à 3,2 cm d'amplitude. Cet article montre que le déplacement de T6 passe ainsi du déplacement le plus important à un déplacement inférieur ou égal aux déplacements latéraux des autres niveaux segmentaires. Cela signifie que lorsque la vitesse de marche augmente, le tronc se raidit et présente de moins en moins de latéroflexions au cours du cycle de marche. Durant la course, il existe aussi une adaptation différente de l'amplitude des déplacements latéraux en fonction des niveaux vertébraux. L'amplitude du déplacement latéral de C7 reste constante pour toutes les vitesses, tandis que les déplacements latéraux de L3 et de T6 augmentent avec la vitesse. Durant la marche, les instants des pics de déplacements latéraux des différents niveaux vertébraux avancent dans le cycle avec l'augmentation de la vitesse de marche en passant de 38 à 18 % du cycle après le contact du pied . Durant la course, quelle que soit la vitesse de locomotion, le déplacement latéral maximum pour certains niveaux survient constamment au même moment du cycle, c'est-à-dire à 22 % du cycle pour C7 et à 42 % du cycle pour T6. En revanche, le déplacement latéral maximum de L3 survient de plus en plus tard dans le cycle avec l'augmentation de la vitesse. Sa position extrême de déplacement latéral survient entre 3 et 13 % du cycle après le toucher controlatéral pour les courses au-dessus de 2,5 m/s. Cela signifie que pour des courses rapides, au toucher du pied, la partie inférieure du tronc se déplace dans le sens

opposé à celle de la partie supérieure.

### **Mouvements linéaires antéropostérieurs (Thorstensson et al., 1984) :**

- Description : au contact de chaque pied, chaque niveau vertébral présente un mouvement vers l'avant qui continue pratiquement jusqu'à la fin du double appui. C'est l'essence même de la locomotion que d'aller dans ce sens. Cependant, lors de la marche libre, la vitesse de déplacement vers l'avant ralentit durant la phase de simple appui. Sur un tapis roulant, cela se traduit par un mouvement de recul dont le sommet est atteint à la fin du simple appui.
- Adaptation au mode et à la vitesse de locomotion : sur tapis roulant, l'amplitude du déplacement d'avant en arrière est globalement faible ( $\pm 4$  cm). La stabilisation de la partie supérieure du tronc est mise en évidence par l'amplitude des mouvements en C7 qui demeure en permanence inférieure, à celle observée en L3. L'amplitude des déplacements moyens d'avant en arrière en C7 varie entre 1 et 1,5 cm, tandis qu'elle varie en L3 entre 2 et 2,5 cm. Toujours sur tapis roulant et durant la marche, les amplitudes des déplacements sagittaux ne changent pas avec la vitesse. En revanche, elles augmentent durant la course, mais les différences restent faibles. Entre la marche et la course, il existe un déphasage des moments de survenue des positions antéropostérieures extrêmes. Le moment du déplacement antérieur extrême est plus précoce dans le cycle de course (il survient au moment du contact). À l'opposé, lors de la marche, le déplacement antérieur extrême survient entre 5 et 15 % de la durée du cycle après le contact de chacun des pieds. De plus, lors de la course, il existe un déphasage entre les niveaux, le niveau L3 atteignant sa position antérieure extrême, 10 % de la durée du cycle, avant les autres niveaux vertébraux.

## **2.1.2 Mouvements angulaires**

### **Plan frontal**

- Description : dans le plan frontal le tronc présente deux type d'angulations, l'inclinaison latérale du tronc par rapport à la verticale (angle entre le vecteur S1-C7 et la verticale) et la latéroflexion qui est l'incurvation interne du tronc d'un côté ou de l'autre. Durant un cycle de marche, l'inclinaison latérale ainsi que la latéroflexion du tronc montrent une grande oscillation d'un côté à l'autre. Bien que la majorité des sujets présente une organisation asymétrique des latéroflexions du tronc dans le plan frontal (c'est à dire que les incurvations à droite et à gauche ne sont pas tout à fait égales), les différences d'amplitude des latéroflexions droite et gauche



- demeurent faibles (Saunders et al., 2005). Au contact du talon, l'inclinaison et la latéroflexion sont orientées dans le même sens, vers le pied de réception. Peu après, la latéroflexion maximale vers le membre propulseur est approximativement atteinte au moment de son décollement, c'est-à-dire à la fin de la phase de double appui (Crosbie et al., 1997; Sartor et al., 1999). Puis le tronc revient à une position de rectitude pendant la phase de simple appui. Au moment du prochain contact avec le sol, il commence à s'incurver vers le nouveau pied de réception tandis que son inclinaison latérale maximale vers le pied de réception est à son maximum. Certains auteurs (Crosbie et al., 1997; Konz et al., 2006; Nadeau et al., 2003; Syczewska et al., 1999) montrent qu'il est possible de détailler les mouvements intrinsèques du tronc en différenciant trois zones. La zone thoracique supérieure (C7-T7) est constamment inclinée vers le membre de réception. Dans le plan frontal, la zone thoracique inférieure (T7-T10) reste sensiblement verticale, et la zone inférieure (T10-S1) est en antiphase par rapport au segment thoracique supérieur.
- Adaptation au mode et à la vitesse de locomotion : durant la marche, l'amplitude des inclinaisons latérales du tronc est faible. Elle passe de 2 à 5 degrés avec l'augmentation de la vitesse. La latéroflexion du tronc est plus importante que l'inclinaison, avec des valeurs comprises entre 7 et 9 degrés, à faible vitesse (Thorstensson et al., 1984), qui ont tendance à augmenter jusqu'à 12 degrés pour des vitesses plus élevées (Feipel et al., 2001). Durant la course, les amplitudes d'inclinaison et de latéroflexion augmentent avec la vitesse de 5 à 11 degrés et de 11 à 20 degrés, respectivement. Durant la marche, la latéroflexion maximale du rachis d'un côté survient entre 7 et 9 % de la durée du cycle après le contact du pied ipsilatéral. L'inclinaison latérale maximale survient plus tard, à environ 35 % de la durée du cycle, après le contact ipsilatéral. Cependant, le moment de survenue de l'inclinaison maximale semble difficile à déterminer en raison de grandes variations interindividuelles (Thorstensson et al., 1984). Durant la course, il existe un décalage similaire montrant une inclinaison latérale maximale qui survient entre 16 et 26 % de la durée du cycle, après le contact du pied. En revanche, la latéroflexion maximale du côté du pied poser survient entre 5 et 10 % de la durée du cycle avant le contact de ce pied.

### Plan sagittal

- Description : lors de la marche, il existe une inclinaison du tronc vers l'avant (Crosbie et al., 1997; Krebs et al., 1992; Sartor et al., 1999; Syczewska et al., 1999; Thorstensson et al., 1984). Elle varie au cours du cycle de marche avec des valeurs allant de 1,5 à 6 degrés vers l'avant par rapport à la position debout initiale. Pour

certaines auteurs, elle atteint son maximum autour de chaque contact de pied au sol, puis le tronc se redresse progressivement durant le double appui jusqu'au début du simple appui suivant (Thorstensson et al., 1984). Pour d'autres, l'inclinaison maximale survient pendant le double appui et le redressement maximum, pendant le simple appui (Syczewska et al., 1999). Une analyse plus fine révèle des différences d'inclinaisons segmentaires, avec une inclinaison maximale au niveau des segments thoraco-lombaires (de T10 à L4) et une inclinaison moindre pour les segments lombosacrés (de L4 à S1). Ainsi, par un mouvement de flexion antérieure, le rachis lombaire semble participer à l'inclinaison antérieure du tronc lors de la marche (Sartor et al., 1999). Le bassin participe aussi à l'antéflexion du tronc lors de la marche, par une antéversion moyenne de 8 degrés au cours du cycle de marche (Sartor et al., 1999). Il décrit des mouvements d'oscillation autour d'une position moyenne antéversée, avec un mouvement de rétroversion au moment du contact de chaque pied, suivi d'un mouvement d'antéversion qui se poursuit jusqu'à la fin du double appui (Crosbie et al., 1997). Ainsi le thorax présente des oscillations douces dans l'espace alors que le bassin oscille avec deux pics d'antéversion d'une valeur de 5 à 7 degrés (Feipel et al., 2001). Cela se traduit sur la colonne lombaire par une phase d'extension qui survient en fin de chaque double appui (au moment de l'effort de propulsion) (Krebs et al., 1992; Sartor et al., 1999) avec une amplitude équivalente à 6 % des capacités de flexion/extension de la colonne lombaire (Feipel et al., 2001).

- Adaptation au mode et à la vitesse de locomotion : lorsque la vitesse de marche augmente, l'inclinaison du tronc vers l'avant augmente aussi. L'inclinaison moyenne du tronc passe ainsi de 5 degrés (pour une vitesse de 1 m/s) à 13 degrés (pour une vitesse de 2,5 m/s). L'augmentation de la vitesse n'entraîne pas de changement dans l'amplitude des oscillations de l'inclinaison du tronc au cours du cycle de marche. L'inclinaison maximale en avant du tronc survient de plus en plus tôt dans le cycle avec l'augmentation de la vitesse (10 % d'avance entre 1 et 2 m/s). Durant la course, l'inclinaison du tronc ne varie pas avec la vitesse et montre une valeur moyenne comprise entre 10 et 13 degrés vers l'avant par rapport à la verticale (Thorstensson et al., 1984). Les valeurs des oscillations d'inclinaisons du tronc augmentent de 2,5 à 5 degrés avec la vitesse.

### **Plan horizontal**

- Description : Gregersen et al. (1967) ont objectivé la rotation de la colonne vertébrale au cours du cycle de marche. Ils ont mis en valeur, via un système de capture du mouvement, au moyen de marqueurs fixés sur les vertèbres, des

amplitudes de rotations moyennes de 16 degrés. De plus, ils ont souligné l'important rôle rotatoire du segment thoraco-lombaire, permettant la mise en opposition de phase des mouvements rotatoires des ceintures pelviennes et scapulaires. L'amplitude des rotations rachidiennes, au niveau du thorax, semble supérieure à l'amplitude de torsion des ceintures. Cependant, la plupart des études analysent les mouvements des épaules et du bassin pour rendre compte des rotations du tronc au cours du cycle de marche (Lamoth et al., 2002b). Elles révèlent la présence d'une rotation maximale du tronc vers le pied de réception au moment du contact de ce pied avec le sol. Les rotations droites et gauches sont asymétriques (i.e. les angles vers la droite et la gauche pas nécessairement égaux) chez la plupart des sujets, mais encore une fois les différences sont faibles. Les valeurs de rotation moyenne sont d'environ 10 degrés (Crosbie and Vachalathiti, 1997; Krebs et al., 1992; Murray et al., 1964; Sartor et al., 1999; Saunders et al., 2005; Syczewska et al., 1999).

- Adaptation au mode et à la vitesse de locomotion : durant la marche, les rotations des ceintures passent pratiquement d'une relation en phase à une relation en opposition de phase avec l'augmentation de la vitesse (van Emmerik and Wagenaar, 1996; Wagenaar and van Emmerik, 2000). De manière similaire, les membres supérieurs montrent, à vitesse basse, deux oscillations antéropostérieures pour une oscillation des membres inférieurs, tandis qu'ils montrent une oscillation en opposition de phase à vitesse élevée (van Emmerik and Wagenaar, 1996; Wagenaar and van Emmerik, 2000). Ainsi, les membres supérieurs et inférieurs oscillent en opposition de phase sur le même rythme que les mouvements de leurs segments rachidiens de rattachement (Lamoth et al., 2002a). La rotation de la colonne lombaire en partie responsable de l'opposition de phase des mouvements des ceintures pelviennes et scapulaires, augmente avec la vitesse pour atteindre des valeurs de 16 degrés à des vitesses de marche élevées, qui correspondent à environ 37 % de la capacité maximale de rotation du tronc des sujets (Feipel et al., 2001). Cependant Kubo et al. (Kubo and Ulrich, 2006) notent aussi une diminution de l'amplitude de rotation thoracique liée à l'augmentation de la vitesse de marche tandis que, dans le même temps, l'amplitude de rotation du bassin augmente. Pour une vitesse de déplacement donnée, la vitesse de rotation du bassin montre une corrélation inverse avec la longueur des membres inférieurs (Feipel et al., 2001). L'amplitude de rotation du bassin n'est pas constante pour une vitesse donnée. En effet, dans une phase d'augmentation de la vitesse de déplacement, l'amplitude de rotation du bassin est inférieure à celle, observée à vitesse équivalente, dans une phase de décélération (van Emmerik and Wagenaar, 1996).

## 2.2 Activité musculaire du tronc

L'étude de l'activité musculaire du tronc lors de la locomotion est ardue et ce pour plusieurs raisons. La première tient à la structure même du réseau musculo-squelettique ; il est en effet très difficile de faire le lien entre l'activité musculaire et les mouvements du tronc. La seconde tient à la difficulté de mesure de l'activité musculaire sur le tronc due à la présence de différentes couches de muscles aux fonctions différentes qui peuvent parasiter les enregistrements EMGs.

Dans la plupart des études abordant l'activité des muscles du tronc lors de la locomotion, l'accent est porté sur les muscles de la ceinture lombaire : les muscles abdominaux antérieur et les muscles para-spinaux postérieurs. Peu d'études rapportent donc l'activité des trapèzes, grand dorsaux ou muscles paraspinaux thoraciques soit car leur action est plus associée aux bras, soit parcequ'ils sont supposés ne pas présenter d'intérêt majeur dans la locomotion. Capellini (Cappellini, 2006) rapporte tout de même l'activité de la majorité des muscles du tronc sans nécessairement s'y intéresser de façon détaillée. On observe sur ces données que lors de la marche, la plupart des muscles externes de la ceinture lombaire (obliques, erector spinae, abdominaux) expriment une activité phasique dont l'amplitude augmente avec la vitesse et qui est couplée à la fréquence de marche ou de course (Saunders et al., 2004; ?), avec ou sans variation du patron d'activation suivant le mode de locomotion.

Parmi ces muscles actifs lors de la marche, les Erectors spinae (érecteurs du rachis) ont reçu une attention toute particulière et ce depuis les premières études traitant spécifiquement du tronc pendant la marche (Thorstensson et al., 1982). Cette attention particulière tient à l'importance de ces muscles dans l'accession à la station bipède, à leur capacité à agir directement tout le long du tronc sur la colonne vertébrale tant dans le plan sagittal que dans le plan frontal et donc à leur représentativité de l'activité musculaire générale du tronc. La plupart des études se concentrent sur la partie lombaire de ces muscles et rapportent une double bouffée d'activité par cycle de marche, i.e. une bouffée autour de chaque double support. Suivant les auteurs, la bouffée la plus importante peut se trouver du côté ipsilatéral au contact du talon (Anders et al., 2007) qui les amènent à penser à une activité excentrique stabilisatrice, d'autres en revanche rapportent la bouffée la plus importante du côté contralatéral (Cappellini, 2006; Thorstensson et al., 1982) attribuant alors, sans exclure le rôle stabilisateur, un rôle mobilisateur de la partie lombaire sur le pelvis (Gracovetsky and Iacono, 1987). Le débat stabilisateur/mobilisateur est complexe à trancher, ces muscles effectuant sûrement les deux tâches simultanément. Néanmoins, des études récentes sont venues relancer l'intérêt de l'étude de ces muscles dans la compréhension de l'activité du tronc lors de la marche. En

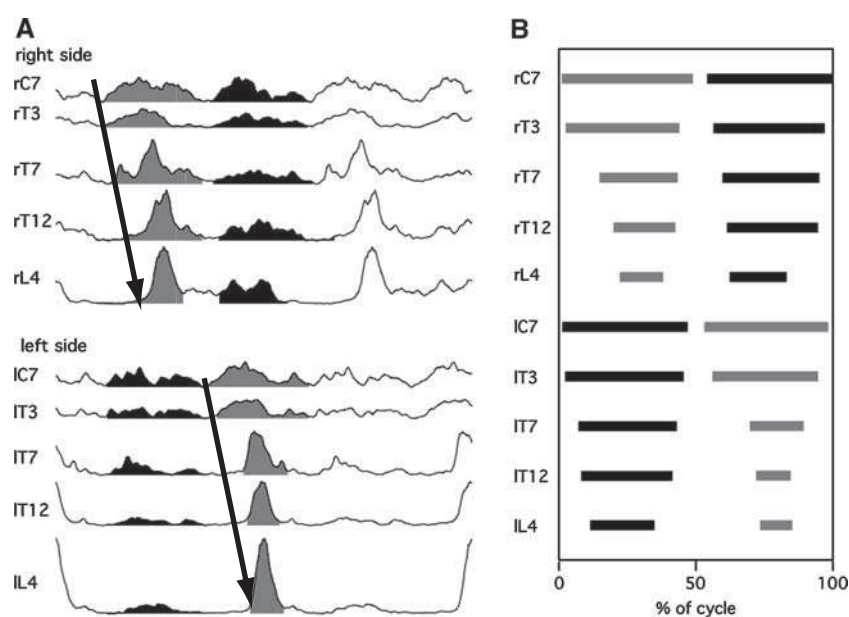


FIG. 2.1 – A) EMG des muscles *Erector Spinae* (ES) à droite de C7 à L4 puis à gauche de C7 à L4. B) Durée d'activation des muscles ES au cours d'un cycle de marche. On notera l'activation descendante, segment par segment (métachronal), de la bouffée grise (de Seze et al., 2008).

1994, Prince et al. (Prince et al., 1994) rapportent dans une étude l'activité des muscles erector spinae tout le long du rachis, i.e. les parties lombaires et thoraciques, selon une propagation séquentielle de haut en bas des bouffées musculaires lors de la marche. La même observation a été faite récemment dans une étude de De Séze et al. (2008) qui rapporte, en même temps qu'une double bouffée à chaque niveau vertébral des muscles erector spinae, la même propagation descendante des activités musculaires que celle observée par Prince (Fig 2.1). Cette propagation est surtout observée sur la bouffée de plus forte amplitude lors de la marche. Dans cette étude, la condition marche est comparée à d'autres activités non locomotrices, mais la cinématique associée n'a pas été rapportée. Ainsi, cette propagation dite « métachronale » (segment par segment) est aussi observé dans cette étude lors de la marche en arrière, la marche à quatre pattes, le balancement des bras... Les auteurs évoquent alors la ressemblance entre ce patron observé dans les muscles paraspinaux chez l'homme et des patrons analogues observés en neurophysiologie chez d'autres vertébrés tels que le rat, la lamproie et la salamandre. En effet, chez ces derniers, ce type d'activité est généralement associé à la notion de générateur de patron rythmique (Central pattern generator, CPG en anglais).

# Chapitre 3

## Les CPGs

Comme nous avons vu à la fin du chapitre précédent, l'activité des muscles ES lors de la marche présente un patron rythmique très reproductible. Des patrons analogues le long des muscles axiaux du tronc ont déjà été observés chez les animaux. De plus, si l'existence des CPGs chez l'homme reste un sujet ouvert, certaines études laissent à penser qu'ils existent pour les membres. C'est donc certains faits sur l'existence des CPGs chez l'animal et l'homme que nous allons rappeler ici. Par ailleurs, les CPGs sont un outil intéressant du point de vue de la modélisation des activités rythmiques.

### 3.1 Les CPGs chez l'animal

Deux modèles animaux ont apporté une grande contribution à la connaissance de l'architecture des réseaux spinaux, la lamproie et le xénope (Grillner and Wallen, 2002; Roberts et al., 1998). Lors de la nage en avant, ces deux animaux présentent dans le plan frontal, des ondulations corporelles se propageant de manière rostro-caudale (de la tête vers la queue), produites par la contraction alternée et séquentielle des muscles de chaque côté de la colonne vertébrale. Cette propagation, engendrée par un déphasage de l'activité musculaire des segments juxtaposés, permet la production de forces appropriées conduisant au déplacement de l'organisme dans l'eau. L'organisation des réseaux spinaux responsables de cette activité musculaire repose sur la présence de générateurs centraux de rythme (CPGs), distribués de manière bilatérale le long de la moelle épinière. Les neurones intégrant ces CPGs ont été identifiés de manière électrophysiologique et localisés sur le plan anatomique au moyen notamment de préparations de moelle épinière isolée produisant des patrons d'activités appelés « locomotion fictive » similaire à la locomotion intacte, simplement en excitant la moelle électriquement ou chimiquement. (Buchanan, 2001; Cohen, 1987;

Matsushima and Grillner, 1992; McClellan and Hagevik, 1999; Roberts et al., 1998; Grillner and Wallen, 2002; Cattaert and Birman, 2001).

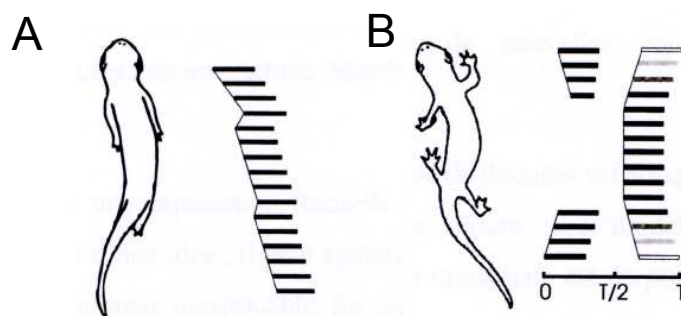


FIG. 3.1 – A) Activité axiale la salamandre lors de la nage. B) Activité axiale de la salamandre lors de la marche (Bem et al., 2003).

Des expériences récentes suggèrent que l'organisation spinale est aussi impliquée dans le contrôle des mouvements du tronc des quadrupèdes. Un modèle spécialement intéressant est celui de la salamandre. Il s'agit d'un amphibien capable à l'âge adulte, d'une part de nager en ondulant comme les poissons, et d'autre part de se déplacer sur ses quatre pattes sur un sol ferme (Delvolve et al., 1997). Durant les ondulations de nage, il est possible d'enregistrer des ondes d'activités musculaires se propageant le long du corps avec une latence intersegmentaire (Fig 3.1). La vitesse de propagation des ondes n'est pas uniforme. Trois zones, de vitesses de conduction différentes, peuvent être différenciées le long du corps. Selon Delvolve et al. (1997), les différentes vitesses de propagation sont une adaptation liée à la présence des membres en regard des ceintures scapulaires et pelviennes. Lors de la marche, chez cet animal, les muscles du tronc présentent deux bouffées d'activité différentes, prenant leurs origines respectives au niveau des membres et se propageant en sens inverse pour se réunir au milieu du tronc (Fig 3.1). Ce dernier patron moteur, considéré comme hybride, suggère que l'incurvation du tronc implique une propagation métachronale (segment par segment), comme chez la lamproie, prenant cette fois-ci sont origine dans les CPGs des membres et créant alors deux propagations opposées qui résulteraient dans une onde stationnaire dans le tronc.

Récemment, chez le rat nouveau-né, des bouffées d'activité motrice liées à l'activation du tronc lors d'expérimentation *in vitro* mais aussi *in vivo* ont été mises

en évidence (Cazalets, 2005; Falgairolle and Cazalets, 2007). Une première étude *in vitro*, basée sur des enregistrements simultanés et multiples des racines ventrales thoraciques, lombaires et sacrées, a mis en évidence que la moelle épinière a une capacité intrinsèque à générer une activité motrice se propageant sur tout son axe (Cazalets, 2005). Une étude *in vivo* complémentaire a montré que le tronc de ces jeunes animaux se courbait à chaque cycle moteur avec une propagation métachronale de la queue vers la tête (Falgairolle and Cazalets, 2007). Chez ces animaux, la propagation de l'activité motrice ne se voyait que dans le sens caudo-rostral, c'est-à-dire dans le sens opposé à celui observé chez les vertébrés inférieurs lors de la nage en avant. Ces travaux confirment l'induction centrale des bouffées d'activité des muscles dorsaux qui avait été antérieurement décrite (Koehler et al., 1984). De plus, ils explorent les relations de phase entre les bouffées d'activité motrices des motoneurons du tronc et celles des motoneurons dédiés aux muscles des membres. Ils mettent ainsi en valeur que, en l'absence de retour sensoriel, ces bouffées d'activité sont générées et coordonnées de manière centrale. Le couplage des activités rythmiques observées semble pouvoir emprunter des voies longues multi-segmentaires ainsi que des circuits courts intersegmentaires (Falgairolle et al., 2006). Le couplage de ces bouffées d'activité semble avoir pour rôle, le déroulement d'une locomotion fluide.

## 3.2 De l'animal à l'homme

### 3.2.1 Les CPGs lombaires

Chez les mammifères, peu d'études ont été consacrées à l'étude du rôle du tronc dans la marche. Cependant, une activation phasique des muscles du tronc a souvent été constatée de manière synchrone avec les mouvements des membres de la marche dans différentes espèces incluant le chat (Carlson et al., 1979; Koehler et al., 1984; Zomlefer et al., 1984), le rat (Gramsbergen et al., 1999) et l'humain (Carlson et al., 1988; Thorstensson et al., 1982). Chez le chat et l'humain les muscles lombaires ont, nous l'avons vu, deux bouffées d'activité par cycle de marche (Gramsbergen et al., 1999; Thorstensson et al., 1982). L'activité des muscles du tronc a aussi été étudiée lors du développement de la marche chez le rat (Geisler and Gramsbergen, 1998; Gramsbergen et al., 1999). Dans ces études, l'activité des ES tend à devenir synchrone avec l'activité des membres inférieurs à partir du 10e jour après la naissance, pour être tout à fait synchronisée à partir du 15e jour. Ce couplage progressif est interprété par les auteurs comme une adaptation de l'activité des muscles ES visant à soutenir le tronc durant la phase d'oscillation du membre ipsilatéral (Gramsbergen et al., 1999).



Depuis près de vingt ans, des preuves convergentes suggèrent que les CPGs aussi existent chez l'homme au niveau de la région lombaire. Une des données les plus convaincantes vient de l'observation faite chez des patients ayant une lésion incomplète de la moelle épinière, de réactions mimant la marche (Calancie et al., 1994). De même, chez des patients avec une lésion médullaire complète, des stimulations à différent niveau de T1 à S1 délivrées par une électrode épidurale ont été effectuées (Dimitrijevic et al., 1998), la réponse motrice n'a alors été obtenue que pour des stimulations de niveau L2.

### 3.2.2 Les CPGs cervicaux

Bien que la propulsion ne requière pas l'implication des bras, des patrons d'activité musculaire des bras et de coordination entre bras et jambes sont clairement observés durant différentes tâches. Cela suggère que les bipèdes ont une organisation de la motricité des membres similaires à celle des quadrupèdes (Dietz, 2002). Il faut certainement se garder d'assimiler trop vite les ressemblances cinématiques à des preuves de similarité des réseaux neuronaux qui en seraient responsables. Pour explorer l'existence des CPGs et leur contribution au mouvement rythmique des bras chez l'homme, des arguments indirects tels que l'exploration de la régulation des réflexes sensitifs durant des cycles de mouvements ont été développés. Ainsi, l'analyse du réflexe H, montrant l'existence d'une interaction réflexe entre les réseaux neuronaux moteurs cervicaux et lombaires chez l'homme, a fortement suggéré l'existence de CPGs cervicaux humains (Baldissera et al., 1998). De plus il est intéressant de noter que, comme chez les espèces inférieures, les CPGs des membres supérieurs ne semblent pas avoir d'interactions réciproques de part et d'autre de l'axe médian de la moelle épinière (Zehr and Duysens, 2004a). Finalement il est maintenant habituellement admis que durant l'évolution, l'émergence de la locomotion appendiculaire a été accompagnée d'une régionalisation des générateurs de rythme, responsables de la motricité des membres supérieurs.

Dans l'espèce humaine, même si la locomotion quadrupède est possible, la bipédie demeure le moyen de locomotion habituel. La coordination des quatre membres durant la marche suggère l'implication de circuits de connexions des CPGs cervicaux et lombaires (Wannier et al., 2001). Et dans le même ordre d'idée, il est intéressant de noter l'existence de réseaux propriospinaux permettant chez l'homme une interaction réciproque entre les CPGs cervicaux et lombaires (Zehr and Duysens, 2004a; Zehr and Hundza, 2005).

# Conclusion

Dans cette première partie nous avons fait un grand écart qui nous a mené des principes de base de la locomotion à la notion de générateurs centraux de rythme. Ainsi nous avons dans un premier temps défini les bases de l'étude de la locomotion chez l'homme avec la définition des cycles, des plans d'étude... Ensuite, nous avons recentré notre récit sur le coeur de notre étude, le tronc, en rappelant à quel point sa structure est complexe tant d'un point de vue squelettique que musculaire. Il en découle que son contrôle lors d'une activité telle que la locomotion est d'une difficulté à la hauteur de cette complexité. Un certain nombre d'études ont donc été réalisées pour rapporter et comprendre comment le corps humain gérait cette difficulté supplémentaire lors de la locomotion bipède. L'être humain étant aussi l'héritier de milliers d'années d'évolution, certaines similitudes d'activités locomotrices ont été observées avec de très lointains cousins qui laissent à penser que certaines structures nerveuses en charge de la locomotion aient pu être conservées. Ce dernier point de vue est soutenu pour le passage de l'animal à l'homme par certaines observations sur les activités rythmiques locomotrices des membres.

Ainsi, il nous est apparu qu'un des manques des études de l'activité du tronc lors de la locomotion venait du fait que seule la partie cyclique était étudiée. Avant de rentrer dans le cycle de marche, se déroule une phase mixte entre posture et marche : l'initiation de la marche. L'activité du tronc lors de cette phase n'a, à notre connaissance, jamais fait l'objet d'une étude cinématique et EMG précise. Elle représente néanmoins un bon moyen d'étudier une phase locomotrice essentiellement propulsive sans activité de réception précédente. Ensuite l'analogie de l'activité des ES avec les générateurs centraux de rythmes (CPG : central pattern generator) du tronc chez les animaux nous a amenés à nous interroger sur la modification du patron de ces muscles axiaux lors de différentes tâches locomotrices chez l'homme (marche, course, vélo et bond). Ceci devrait permettre la mise en évidence de similitudes et de différences de synchronisation entre les niveaux vertébraux suivant les contraintes apportées par chaque mode de locomotion. Fort de ces observations, il sera alors intéressant de faire un modèle de ces synchronisations, notamment lors des transitions entre les différents modes de locomotion. Enfin nous nous intéresserons à la synchronisation du modèle développé avec un signal rythmique externe.



## Deuxième partie

# Étude de l'activité du tronc au fil de la locomotion



Dans la partie précédente, nous avons détaillé un certain nombre de faits concernant l'activité du tronc au cours de la locomotion, notamment du point de vue cinématique et électromyographique. Nous avons aussi évoqué les liens entre les activités observées et le concept de CPG. Néanmoins, dans les études évoquées, un certain nombre de points méritent d'être approfondis.

1) Tout d'abord, comparées aux études traitant des membres inférieurs, rares sont les études dans lesquelles la cinématique et les activités musculaires sont enregistrées simultanément. 2) Ensuite, à notre connaissance, aucune étude ne s'intéresse de façon précise à l'activité du tronc pendant l'initiation de la locomotion. Pourtant l'étude de cette phase présente un intérêt tout particulier, notamment afin de s'extraire de l'aspect cyclique de la locomotion tout en y étant rattaché et ainsi déterminer l'aspect anticipatif ou réactif d'une action présente lors du cycle. Nous avons donc dans un premier temps réalisé une étude de l'initiation de la marche et de la marche où nous avons comparé l'activité EMG et la cinématique du tronc. Pour cela nous avons développé une méthode de normalisation de la phase d'initiation pour permettre la comparaison avec la marche. Ceci nous a permis de confirmer et de préciser le patron d'activation des muscles du dos observé par de Sèze qui, comme nous l'avons vu dans la première partie, rappelle la notion de CPG.

Partant de la possible existence d'un CPG du tronc dont l'activité musculaire et cinématique serait le reflet, nous avons alors développé un second protocole visant à observer de façon précise le tronc lors de divers modes de locomotion plus ou moins normaux : la marche, la course, le vélo et le bond, une telle comparaison pouvant apporter un nouvel éclairage sur la façon dont le tronc est géré lors de la locomotion, et notamment de sa commande rythmique.



# Chapitre 1

## Matériel et méthodes

Avant de détailler chacune des études que nous avons conduites, nous allons présenter le matériel, les méthodes et les logiciels utilisés de façon commune et disponibles dans la plateforme d'analyse du mouvement (PAM) du laboratoire "Mouvement, Adaptation, Cognition" à Bordeaux. Les méthodes de découpage des cycles de marche (et plus tard de course et de vélo) et de la phase d'initiation de la marche seront aussi présentées dans ce chapitre.

### 1.1 Équipement matériel

#### 1.1.1 Analyse cinématique

Un système optoélectronique de capture du mouvement ELITE® (BTS Milan) avec 8 caméras, a été utilisé. Pratiquement, chaque caméra enregistre une image infrarouge en deux dimensions de la scène capturée. Des marqueurs, réfléchissant la lumière infrarouge provenant de diodes positionnées autour des caméras, sont alors positionnés sur le sujet et détectés en 2D par chaque caméra. Après calibration de l'espace, la somme des images 2D des caméras permet la reconstruction 3D de la position des marqueurs. La fréquence d'acquisition d'un tel système est de 100 Hz, ce qui est suffisant pour le mouvement humain, et la précision annoncée varie de 0.5 à 2 mm dans les études réalisées pour cette thèse. La précision variant avec la taille de l'espace de calibration.

#### 1.1.2 Analyse électromyographique

Un système sans fil d'EMG (Kine ehf, Islande) a été utilisé dans chaque étude. Il est composé de seize unités portables autonomes assurant une télétransmission



de l'enregistrement vers une unité centrale, qui permet d'enregistrer de manière synchrone l'activité de seize muscles. Pour ce système, des électrodes de surfaces tripolaires (Thought Technology, Canada; 10 mm de distance interélectrode) sont appliquées sur la peau au niveau des muscles que l'on veut enregistrer les pôles d'enregistrement dans le sens de la fibre. Le signal électrique récupéré est la différence de potentiel entre les deux pôles d'enregistrement moins le potentiel du troisième pôle qui sert de référence (masse). Lorsque le muscle s'active la différence de potentiel change et on observe une bouffée d'activité (Fig 1.1B). Le signal est ensuite amplifié ( $\times 10\,000$ ) par chaque unité munie d'un amplificateur KineMyo® (Kine ehf, Islande), directement fixé par des clips métalliques sur les électrodes. Le signal est enregistré à une fréquence de 1562 Hertz (ou 2000 Hz dans la deuxième moitié de la thèse), filtré, amplifié et numérisé in situ. La totale liberté de mouvement qu'il procure au sujet est un des avantages évidents d'un tel système. Un autre avantage non négligeable est la réduction des artefacts de fils, et donc d'une partie du bruit lié à la mesure. Ce système dispose d'un trigger externe qui permet de le synchroniser avec les autres systèmes de capture du mouvement.

Abordant ici les études musculaires réalisées dans ce travail, nous rappelons que la localisation des muscles du tronc étudiés peut être trouvée dans la première partie (I 1.2 Le tronc). Certains muscles des jambes ont aussi été étudiés, voici leurs localisations :

- Tibialis anterior : situé à l'avant du tibia (fléchisseur du pied).
- Gastrocnemius : situé en haut du mollet (un extenseur du pied).

### 1.1.3 Analyse dynamique

Deux plateformes de force (AMTI BP600900®) sont intégrées au sol afin de pouvoir étudier les réactions posturales et les réactions au sol lors des expérimentations sur la locomotion. Utilisant des jauges de contraintes placées en triangle, elles permettent d'obtenir les forces et les couples dans les trois directions de l'espace. Le système est spatialement et temporellement synchronisé avec le système de capture du mouvement, permettant notamment le calcul de la position du centre de pression de chaque plateforme.

### 1.1.4 Analyse cinétique

Le système est composé de quatre centrales inertielles Inertia link® (Microstrain, USA) intégrant chacune un accéléromètre, un gyroscope et un magnétomètre. Il est alors possible d'obtenir les accélérations linéaires, angulaires ainsi que les angles

d'orientation (roulis, tangage, lacet) de chaque centrale et donc du segment sur lequel elles sont posées.

## 1.2 Traitements numériques

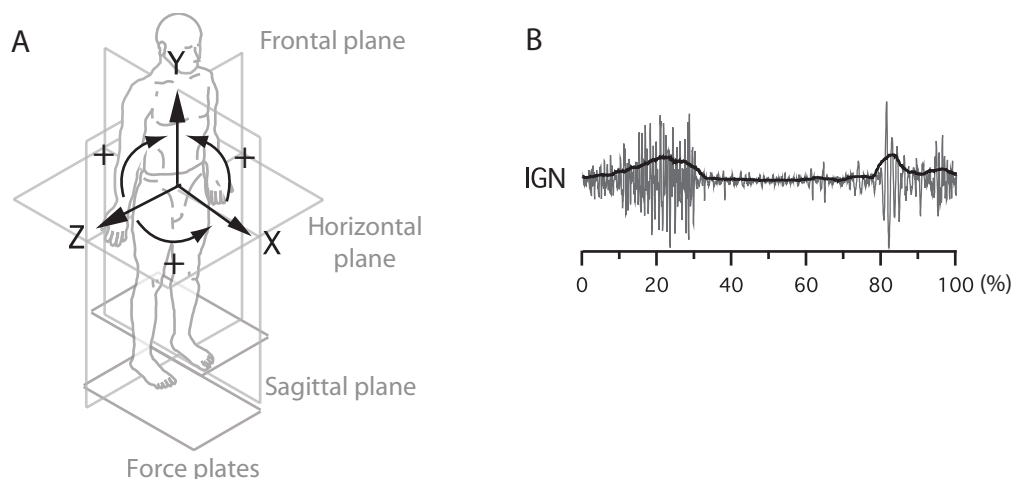


FIG. 1.1 – A) Définition des directions et orientations des angles dans l'espace d'étude. B) Mise en forme d'un signal électromyographique.

Les données cinématiques ont été traitées sous Smart Analyzer® (BTS, Italy) pour le filtrage, le découpage des cycles et les calculs d'angles ou de positions. Dans la figure 1.1A nous présentons la configuration des différents axes de l'espace : l'axe X représente la direction de marche, l'axe Y la verticale et l'axe Z la direction latérale. L'orientation positive des angles dans chaque plan est définie comme suit : X vers Y dans le plan sagittal, Z vers Y dans le plan frontal et Z à X dans le plan horizontal. Les EMGs ont été filtrés "passe haut" à 35 hertz avec le logiciel Kineworks® (Kine ehf, Iceland), puis rectifiés et intégrés (Fig 1.1B) sur une fenêtre centrée de 50 points sous Scilab® (INRIA, France). Les débuts, maxima et fin des bouffées ont été détectés sous AxographX® (AxoGraph Scientific, Australia) et enfin moyennés. Le cas échéant, les données ont pu être importées dans d'autres logiciels de calcul numérique tels que Matlab® (Matworks, USA), Scilab® (INRIA, France) ou Prism® qui permettent des analyses numériques plus poussées que le logiciel de base fourni avec ELITE. Enfin, les graphes ont pu être générés sous Igor® (Wave-metrics, USA) et finalisés avec Adobe Illustrator® (Adobe, USA).

Afin de pouvoir moyennier les essais et comparer l'initiation de la marche et la marche nous avons normalisé ces phases locomotrices. Les cycles de marche et la phase d'ini-

tiation ont donc été normalisées par rapport au croisé des chevilles pour avoir une cohérence cinématique entre les mouvements des jambes lors de l'initiation et de la marche comme décrit dans le chapitre suivant. Cette méthode a aussi été utilisée dans l'étude comparant la marche, la course, le vélo et le bond.

### 1.3 Normalisation de l'initiation de la marche et de la marche

Comme vu dans la première partie (I.1.1), pour analyser la marche on la découpe en cycles. Le choix classique de l'événement de référence pour la découpe du cycle est généralement le poser du talon d'un des pieds. Pour l'analyse de l'initiation de la marche, les choses sont moins fixées. Certains auteurs prennent ainsi le parti de ne pas normaliser la phase d'initiation (Brunt et al., 2005) en raison de la variabilité dans la durée des différentes phases. Cependant certains événements clefs sont toujours rapportés : activation des tibialis anterior, excursion maximale du centre de pression (maxCOP), lever du talon, décollement du pied, poser du talon... Ces événements peuvent servir de balise pour une normalisation de la phase d'initiation (Mickelborough et al., 2004). Dans ces études, la phase normalisée est définie entre l'activation du tibialis anterior et le second lever du pied (Fig 1.2). Dans cette façon

Timings of foot contact events and phases of gait initiation					
Event	Onset	maxCOP	SW TO	SW IC	ST TO
Timing	0%	24.8(4.22)%	49.7(3.84)%	79.8(2.52)%	100%
Phase	Preparatory phase		Stepping phase		
Sub-phase	Release phase	Unloading phase	Single support phase	double support phase	

Timing, the mean (SD) relative timing as a % of total gait initiation for all subjects; maxCOP, maximum initial posterolateral motion of the centre of pressure; SW TO, toe-off of the swing foot; SW IC, initial contact of the swing foot; ST TO, toe-off of the stance foot

FIG. 1.2 – Découpage de la phase d'initiation (Mickelborough et al., 2004).

de découper l'initiation de la marche, le décollement du pied se situe aux environs de 50% du cycle, puis de 50% à 100% on a le premier balancement et le premier double support. Dans la façon classique de découper la marche, deux levers de pied sont aussi distants de 50% (généralement 15% et 65%) avec une phase de balancement et une phase de double support. Cependant, il nous est apparu qu'il n'était pas forcément pertinent de mettre en correspondance les phases ainsi découpées. En effet le lever du pied se fait avec les jambes en regard lors de l'initiation et l'une derrière l'autre lors de la marche. **C'est pourquoi nous avons découpé l'initiation et la marche selon une nouvelle modalité afin de permettre une comparaison la plus cohérente possible entre les deux phénomènes.**

### 1.3.1 Le croisé des chevilles

Dans le paradigme retenu, le but était d'observer **les mêmes mouvements au niveau des jambes, aux mêmes pourcentages lors de la phase normalisée d'initiation de la marche et du cycle normalisé de marche**. Cela revient à obtenir une "concordance cinématique". Lors de l'initiation de la marche, outre le fait de lever le pied, les jambes passent d'un état où elles sont en face l'une de l'autre à un état où elles ne le sont plus. Un événement similaire se produit pendant la marche, lorsque les chevilles sont dans le même plan frontal au milieu du balancement ; on parle alors de croisé des chevilles. À partir de là, notre découpage vise à placer **le croisé des chevilles à 0%, 50% et 100 % du cycle de marche** et à placer un événement analogue **autour de 50% et à 100% de la phase d'initiation**, le début de la phase d'initiation n'est alors plus lié à un événement (type activation du tibialis anterior) mais calculé à partir des autres indices temporels (Fig 1.3).

Le calcul est le suivant : la fin de la phase d'initiation est le premier croisé des chevilles (comme pour le cycle de marche). Le premier "croisé des chevilles" n'en est pas un à proprement parler, les chevilles étant déjà en regard lors de la posture initiale, nous avons donc placé le premier lever du pied à 45% afin que le pied soit déjà en l'air à 50% . La cheville se déplaçant plus verticalement qu'horizontalement au premier levé du pied on se retrouve ainsi à 50 % de la phase d'initiation et à 50% du cycle de marche avec les chevilles en regard et la jambe droite levée. Enfin l'instant de début de la phase d'initiation est calculé afin que l'intervalle "premier lever du pied" - "premier croisé des chevilles" représente 55% de la phase. Les différents événements importants de la phase d'initiation et du cycle de marche tel que le poser du talon sont alors déterminés dans chaque cycle à partir des plateformes de forces (Fig 1.3).

### 1.3.2 Description et comparaison des méthodes

Le but de la méthode que nous avons développée était d'obtenir une meilleure concordance cinématique entre la deuxième moitié de la phase d'initiation et la partie correspondante du cycle de marche. Un moyen simple de vérifier que cela est le cas est d'utiliser des corrélations entre (1) la position relative des marqueurs des chevilles, genoux, trochanters et épines iliaques lors de la phase d'initiation (de 50% à 100%) et (2) la position relative des même marqueurs lors du demi cycle de marche correspondant.

Nous avons considéré trois méthodes de découpage de la phase d'initiation :

- Méthode 1 : de l'activation du tibialis anterior au second lever du pied (bleu).

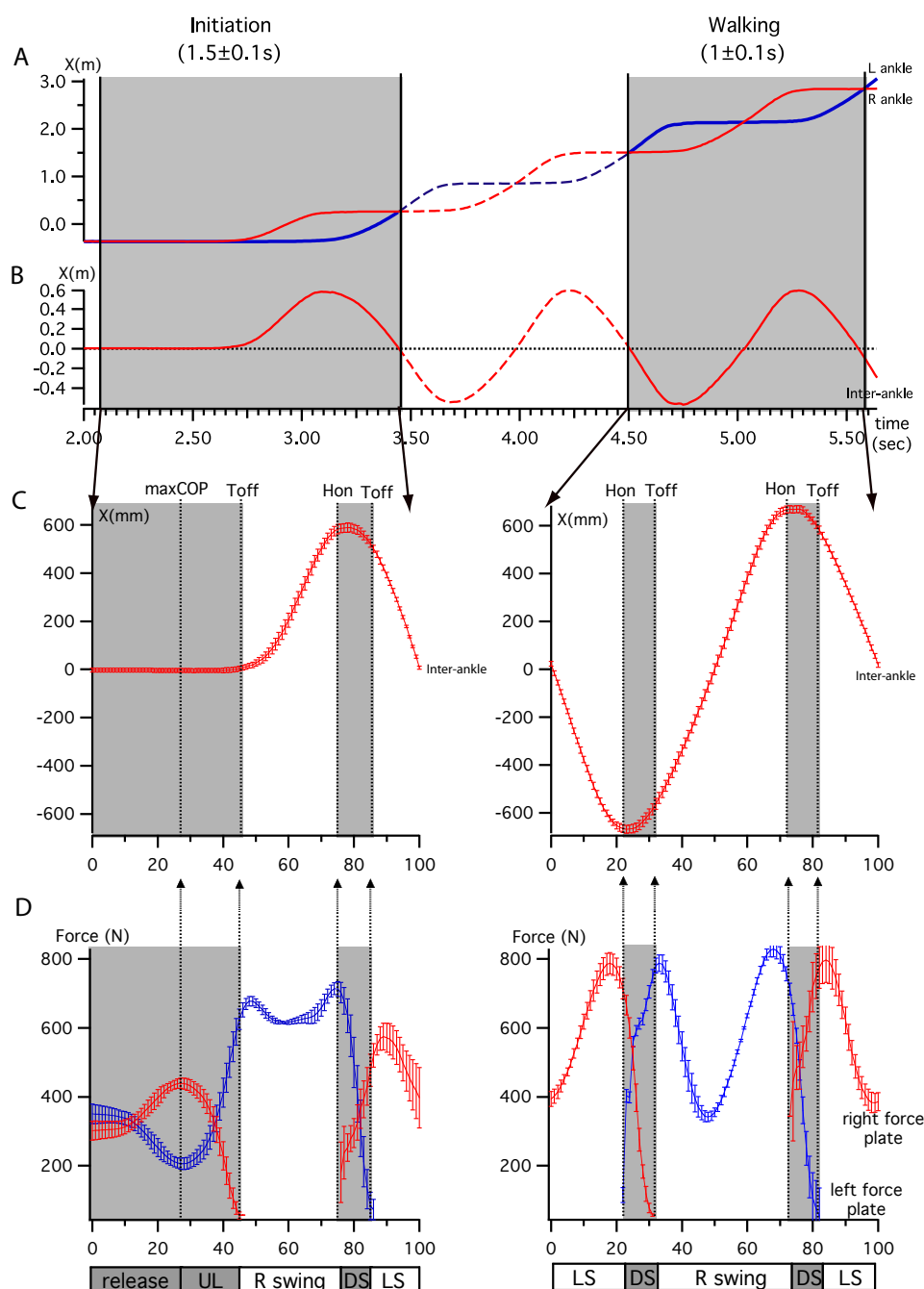


FIG. 1.3 – Pour un sujet. A) Position des chevilles dans la direction de déplacement au cours du temps. Les courbes se croisent quand les chevilles sont en face dans le plan sagittal. B) Distance entre les chevilles dans la direction de déplacement, la distance est positive si la cheville droite est devant. Les parties grisées sont les phases d'initiation et cycles de marche découpés. C) Distance moyenne ( $\pm SD$ ) entre les chevilles selon la direction de déplacement durant chaque phase normalisée. D) Forces verticales moyennes ( $\pm SD$ ) exercée par chaque pied permettant de définir les événements importants des cycles. Hon : Heel on, Toff : Toe off, maxCOP : maximum COP, UL : unloading, DS : double support, LS : left swing.

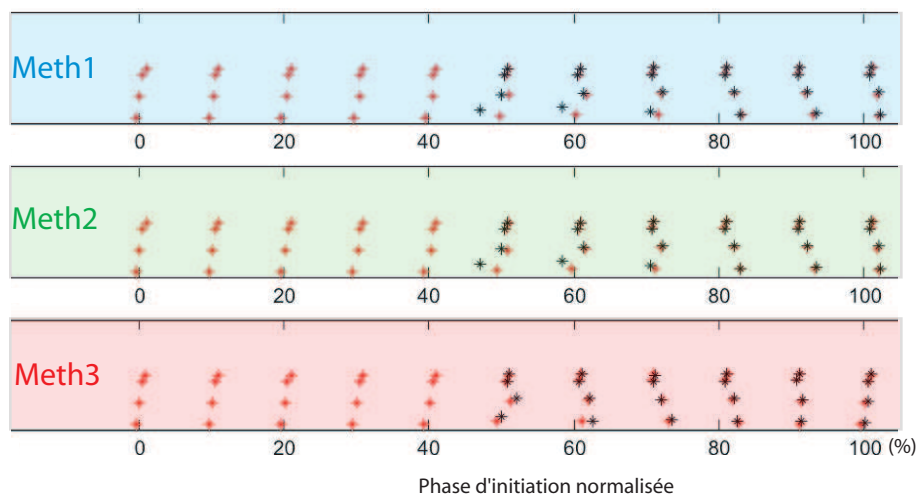


FIG. 1.4 – Pour les 3 méthodes considérées, dans le plan sagittal, les points rouges correspondent aux positions de la jambe droite (première jambe en balancement) lors de la phase d’initiation. Les points noirs correspondent aux mouvements de la jambe droite lors du demi cycle de marche correspondant.

- Méthode 2 : de l’activation du tibiais anterior au second lever du pied en forçant le premier lever du pied au milieu du cycle (50%) de la phase d’initiation (vert). Pour cela on normalise deux phases, activation du tibiais anterior-premier lever du pied et premier lever du pied-second lever du pied, que l’on recolle ensuite.
- Méthode 3 : celle que nous avons mise en place avec le lever du pied à 45% de la phase d’initiation et le croisé des chevilles à 100% (rouge).

Ensuite, les 50 derniers pour cent de chaque phase d’initiation ainsi définie était comparés en utilisant une corrélation avec les 50% correspondants du cycle de marche (Fig 1.4, 1.5)

- M1 et M2 : du lever du pied (correspondant au premier lever du pied de l’initiation) au lever du pied suivant.
- M3 : du croisé des chevilles (correspondant au premier décroisé des chevilles de la phase d’initiation), au croisé des chevilles suivant.

On observe alors que **notre méthode procure une meilleure corrélation surtout entre 50% et 70%. Cette meilleure corrélation traduit une meilleur correspondance entre les mouvements des jambes dans la phase normalisée d’initiation de la marche et le cycle normalisé de marche (Fig1.5).**

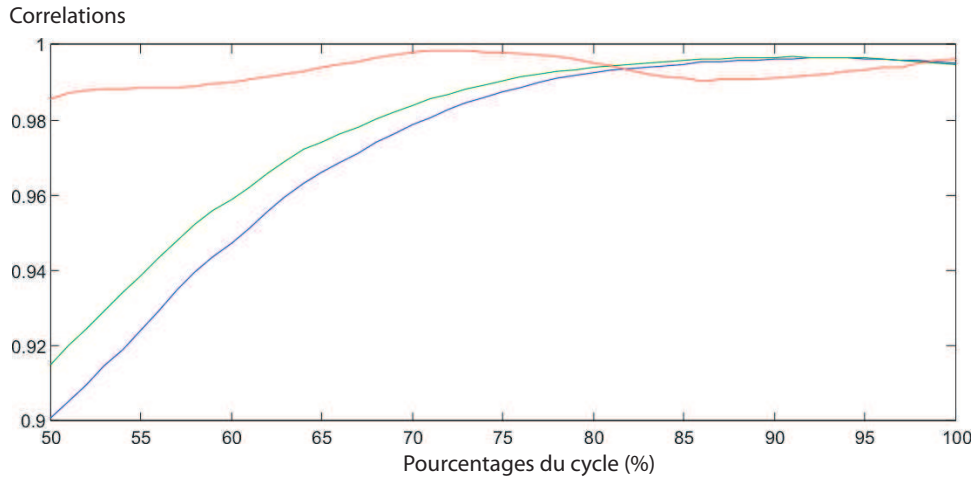


FIG. 1.5 – Correlations obtenues entre l'initiation et la marche pour chaque méthode entre 50% et 100%. Méthode 1 en bleu, méthode 2 en vert et méthode 3 en rouge.

### 1.3.3 Description de l'initiation de la marche

Une fois la phase d'initiation découpée et normalisée, il devient possible de vérifier que nous retrouvons dans cette normalisation, les principales caractéristiques musculaires et dynamiques rapportées dans la littérature. Nous avons représenté dans la Figure 1.6 l'activité du **tibialis anterior droit (rTA)** et du **gastrocnemius (IGN) gauche**. **En effet c'est l'activation du premier et l'inhibition du second qui provoquent la chute en avant et le premier pas lors de l'initiation.** On peut ensuite observer qu'à partir de la moitié de la phase d'initiation, l'activité musculaire des jambes est comparable à celle observée lors de la marche : un pic du rTA juste après le lever du pied droit, un pic du IGN autour du poser du pied droit et un pic du rTA au lever du pied gauche. Nous avons aussi observé les déplacements du centre de pression (COP). On observe, comme rapporté dans la littérature, que **le centre de pression se déplace en arrière vers le côté du premier balancement puis vers la première jambe de support, comme lors d'un transfert de poids (décharge)**. En fait, le déplacement du COP qui se produit avant le premier pas ressemble à celui observé pendant la marche lors d'un double support. Tout se passe comme s'il y avait un pas virtuel (certaines caractéristiques d'un pas sont là sans le lever de jambe) lors de la phase de préparation de l'initiation qui finalement enclenche le programme de marche.

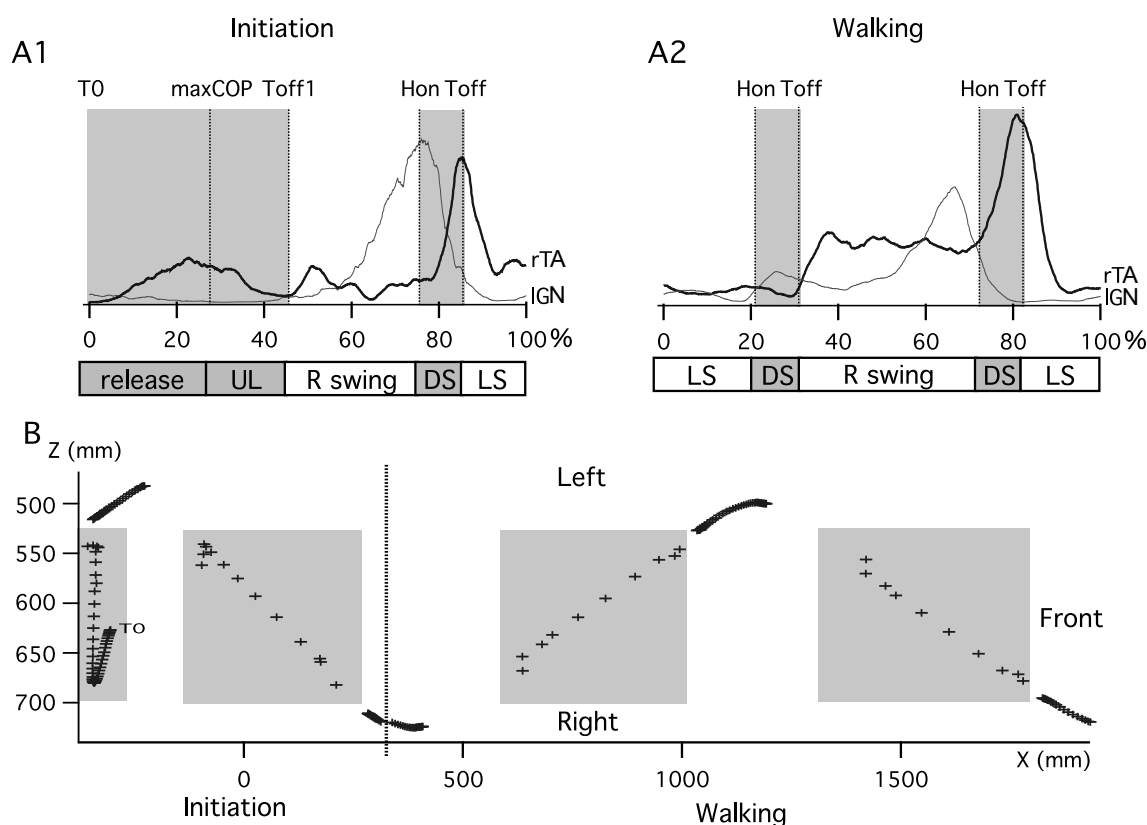


FIG. 1.6 – A, activité EMG du tibialis anterior droit (première jambe de balancement) et du gastrocnemius gauche (première jambe de support) pendant la marche et l’initiation de la marche. B, trajectoire du COP lors de l’initiation et de la marche. Les points contenus dans les parties grisées correspondent aux phases de doubles supports. Hon : Heel on, Toff : Toe off, maxCOP : maximum COP, UL : unloading, DS : double support, LS : left swing.

### Contribution

Dans ce chapitre, nous avons dans un premier temps décrit le matériel commun utilisé pour toutes les mesures cinématiques, musculaires, dynamiques et cinétiques effectuées au cours de la thèse, puis, la méthode que nous avons développée pour découper, dans le but de les comparer, la phase d’initiation de la marche et le cycle de marche. Cette méthode, utilisée dans notre première étude qui va suivre, sera aussi utilisée pour la deuxième étude, notamment pour normaliser les cycles de course et de vélo.





## Chapitre 2

# L'initiation de la marche et le tronc. De la posture à la marche.

La première étude présentée vise à **comparer la marche et l'initiation de la marche**. Comme vu dans la première partie de la thèse, les études portant sur la cinématique du tronc lors de la marche ont montré une inclinaison de celui-ci vers l'avant dans le plan sagittal, une latéroflexion de chaque côté lors d'un cycle de marche dans le plan frontal et des rotations opposées des ceintures lombaire et thoracique dans le plan horizontal (Feipel et al., 2001; Lamothe et al., 2006) (cf. Partie I.2.1). Les études électromyographiques ont quant à elles mis en évidence l'importance des muscles Erector Spinae (ES) dans l'organisation du patron moteur lors de la marche (Anders et al., 2007; de Seze et al., 2008; Thorstensson et al., 1982) et d'autres tâches motrices rythmiques (de Seze et al., 2008). Ainsi, lors de la marche, les ES s'activent autour de la phase de double support (Saunders et al., 2004; Thorstensson et al., 1982) et présentent une activation séquentielle du bas vers le haut (Prince et al., 1994; de Seze et al., 2008).

Le but de cette étude était de comprendre le **rôle des muscles ES dans le maintien de la posture dynamique** lors de la marche. Pour interpréter le patron d'activation métachronale observé sur les muscles ES (de Seze et al., 2008), il était nécessaire d'avoir l'activité musculaire en correspondance avec la cinématique. Cependant, étudier une activité comme la marche présente une difficulté intrinsèque liée à sa nature cyclique, rendant hasardeuse la discrimination entre activités anticipatoires et réactives vu que dans les interactions dynamiques les deux interviennent. C'est à dire, savoir si une activité répond à une sollicitation antérieure dans le temps (précédemment dans le cycle ou dans le cycle précédent) ou bien si elle anticipe une sollicitation future (prochainement dans le cycle, ou dans le cycle prochain). Il apparaissait donc intéressant de comparer l'activité du tronc lors de deux tâches

différentes, l'initiation de la marche et la marche. **L'initiation de la marche est en effet la transition entre un équilibre postural statique (la station debout) et un équilibre postural dynamique (la marche)**. Dans la station debout, l'activité musculaire du dos est très faible, la structure étant passivement stable alors que lors de la marche, l'activité des muscles du dos est bien présente.

C'est pourquoi notre intérêt s'est porté sur l'étude de la transition entre ces deux postures afin de **déterminer 1), le rôle des ES dans la marche**, et plus spécifiquement, comment ils participaient à mouvoir le tronc pour faciliter l'élévation du bassin et donc de la jambe lors du pas, **2) comment l'activité du tronc est programmée** lors d'une transition d'équilibre postural statique à une équilibre postural dynamique lors de l'initiation de la marche.

## 2.1 Protocole

### 2.1.1 Sujets

Neuf sujets adultes de sexe masculin (2 gauchers et 7 droitiers) ont participé à cette étude. Ils étaient âgés en moyenne de  $26 \pm 6$  ans, mesuraient  $179 \pm 7$  centimètres et pesaient  $69 \pm 6$  kilogrammes. Tous étaient exempts de lombalgie récente ou chronique et de scoliose cliniquement décelable. Pour chaque sujet, avant les expérimentations, le pied initiateur du pas (le premier qui avance) était déterminé au moyen de 3 épreuves de déséquilibre en avant par poussée dorsale et de 3 initiations de la marche lors de départs spontanés. Cinq sujets initiaient la marche par le pied droit (sujets goofys) et quatre par le pied gauche (sujets regulars).

### 2.1.2 Mode opératoire

Pour les expérimentations, les sujets étaient équipés de marqueurs réfléchissant les infrarouges, de 1,5 cm de diamètre. Pour **l'analyse cinématique**, la tête était ainsi marquée par 3 marqueurs fixés, sur un bandeau élastique, en regard de la protubérance occipitale et de chaque fosse temporale. Les marqueurs rachidiens étaient disposés sur la peau au niveau des **processus épineux de C7, T3, T7, T12, L3 et S1**. Un marqueur était situé en avant du thorax sur la jonction manubrio-sternale, les autres marqueurs étant collés de manière à pouvoir identifier les mouvements des membres et des ceintures pelvienne et scapulaire. Ils étaient fixés sur la face supérieure des processus acromiaux des scapula, sur les apophyses styloïdes ulnaires au niveau des poignets, sur les épines iliaques antéro-supérieures, sur les condyles fémoraux latéraux et sur les malléoles externes des chevilles. **L'activité muscu-**

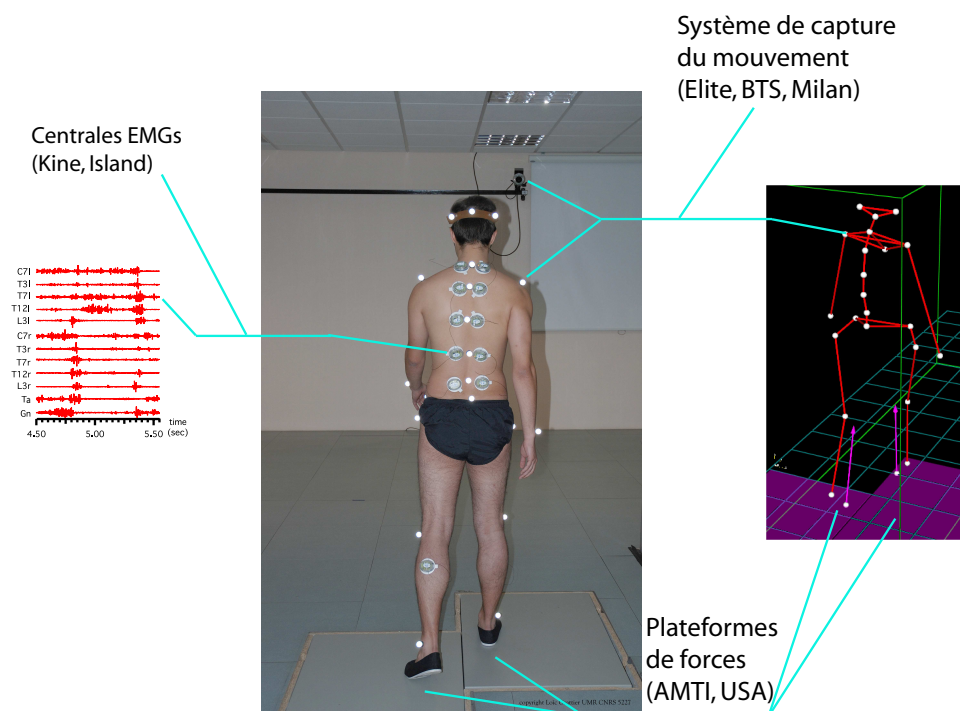


FIG. 2.1 – Sujet équipé avec les centrales EMGs et les marqueurs réfléchissants effectuant un passage de marche sur les plateformes de force. Pour les essais d'initiation, le sujet démarrait les pieds en regard, un sur chaque plateforme.

laire était enregistrée au moyen d'électrodes de surface avec le système KineMyo® précédemment décrit. Dix électrodes étaient positionnées de manière symétrique de part et d'autre des processus épineux de **C7, T3, T7, T12 et L4**). Une électrode était positionnée sur le muscle tibialis anterior du pied initiateur, une autre était fixée sur le muscle gastrocnemius du membre propulseur lors de l'initiation de la marche.

Il était demandé au sujet d'effectuer des départs de marche, le plus naturellement possible, en démarrant par le pied détecté précédemment comme initiateur, à partir d'une position de référence, les pieds légèrement écartés, les bras tombant le long du corps, et le regard à l'horizontale. Les pieds des sujets reposaient chacun sur une plateforme de force intégrée dans le sol, permettant ainsi la récupération de la position du centre de pression (COP) sous chaque pied ainsi que du COP général (barycentre pondéré des COP de chaque pied). Pour bénéficier de comparaisons avec les paramètres de marche, il était demandé aux sujets d'effectuer 10 départs de marche, avant les plateformes à une distance qui permettait aux sujets d'être en régime de marche permanent dans l'espace de mesure. Deux cycles de marche étaient enregistrés à chaque passage.

## 2.2 Comparaison de l'activité du tronc entre l'initiation et la marche

Pour tous les sujets, la durée moyenne de la phase d'initiation telle que nous l'avons définie était de  $1,5 \pm 0,1$  s et le cycle marche de  $1 \pm 0,1$  s avec une longueur de pas de  $0,7 \pm 0,2$  m. La vitesse naturelle calculée depuis ces valeurs était de  $1,4 \pm 0,2 m.s^{-1}$  ( $5,1 km.h^{-1}$ ).

### 2.2.1 Activités des ES lors de l'initiation de la marche et la marche

La Figure 2.2 présente les EMGs, normalisés en temps, lors d'une phase d'initiation et d'un cycle de marche pour un sujet. Le diagramme en dessous étend les résultats à l'ensemble des sujets.

Lors de l'**initiation de la marche**, avant le premier décolllement des orteils, on observe une **activation des ES du côté droit (côté de la première jambe meneuse, hachuré noir)**, mais pas d'activité du côté gauche (côté de la première jambe porteuse). Cette activité se **propage séquentiellement des segments du haut vers les segments du bas (propagation métachronale)**, alors que les pics

d'activité sont plutôt en phase sur tous les segments (triangles rouges). **À la fin du premier balancement, une seconde activation** est présente bilatéralement cette fois-ci, mais avec une plus forte amplitude et un **patron metachronal descendant pour les bouffées d'activités de gauche** (hachurées noires) et une plus faible amplitude et un patron moins clairement défini pour les bouffées droites (hachurées grises). Les bouffées représentées en noir seront considérées comme les bouffées principales, actrices du mouvement et les bouffées en gris seront considérées comme bouffées secondaires.

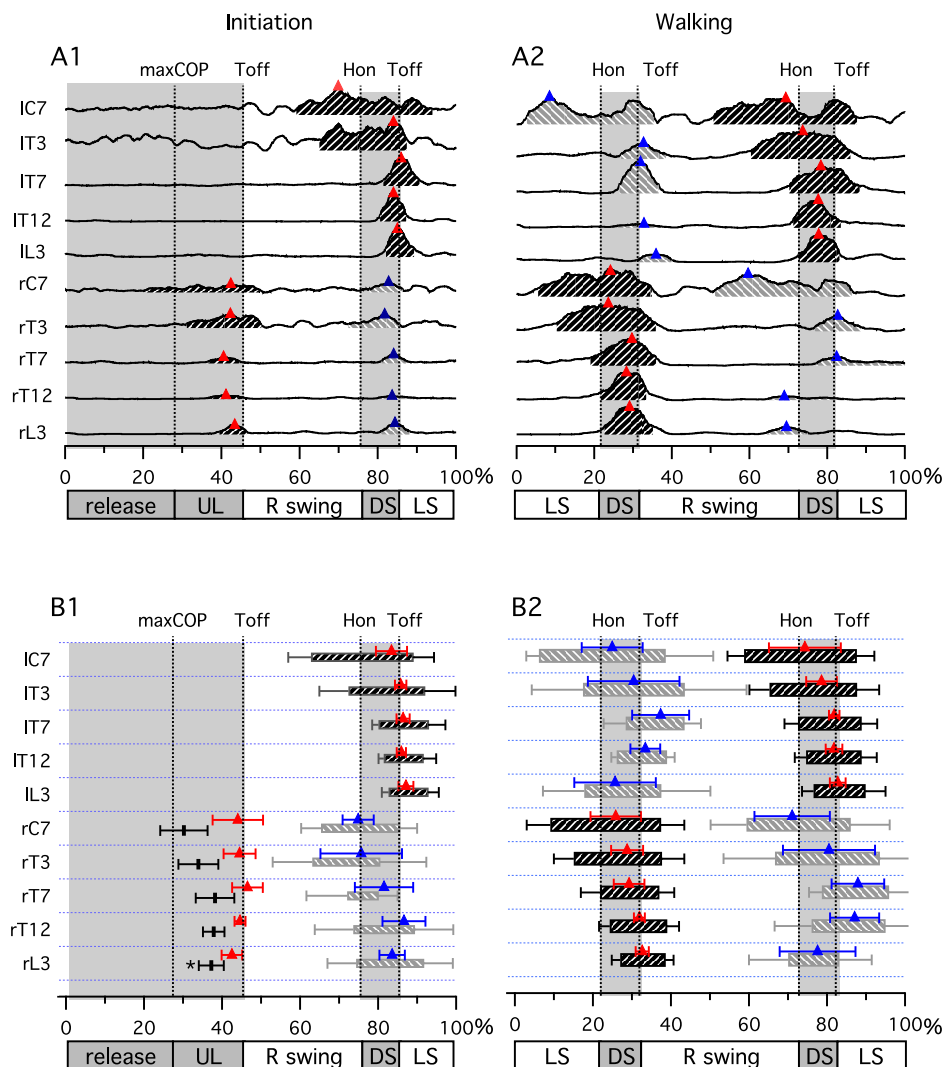
### Description des résultats pour tous les sujets

Le diagramme de la Figure 2.2 résume ces observations pour tous les sujets. La fin de la première bouffée principale lors de l'initiation n'étant pas détectable, se confondant avec la bouffée secondaire suivant du même côté, seul le début de la bouffée a été rapportée. De plus, comme précisé sur la figure, l'activation des ES au niveau de L3 avant le premier lever du pied n'a été détecté que pour 3 sujets. La Figure 2.2 ne rapporte donc que les débuts (lignes noires) et les pics (triangles rouges) des bouffées. L'activité débute en C7 autour du maxCOP ( $30 \pm 6\%$ ), continue en T3 juste après le maxCOP ( $34 \pm 5\%$ ) et enfin au niveau de T7, T12 et L3 au milieu de la phase décharge ( $38 \pm 5\%$ ,  $38 \pm 3\%$  and  $37 \pm 3\%$  respectivement). Une régression linéaire montre un changement systématique et significatif de la latence entre chaque segment ( $P < 0.05$ ) avec un coefficient directeur de  $0,6\%$  par vertèbre (C7 à L3, 16 vertèbres). **Le retard correspondant entre le début des bouffées de C7 à L3 pendant la phase de préparation (relâchement et décharge) vaut donc  $10\%$ , ce qui correspond à  $152$  ms** en considérant la durée moyenne de notre phase d'initiation. Pendant le premier balancement, la seconde bouffée principale des ES débute du côté gauche (jambe porteuse) au niveau de C7 au milieu du balancement ( $66 \pm 6\%$ ), continue en T3 un peu avant le poser du talon ( $72 \pm 7\%$ ) puis au niveau de T7, T12, L3 au milieu du double support ( $80 \pm 2\%$ ,  $81 \pm 1\%$ ,  $83 \pm 2\%$  respectivement). La régression linéaire présente ici un coefficient de  $1,1\%$  par vertèbre. **Le retard correspondant entre C7 et T3 pendant le premier balancement est alors de  $17,4\%$  soit  $260$  ms** en moyenne. Les pics correspondants sont synchronisés avec le décollement du pied avec un faible retard entre C7 et L3 ( $2,6\%$ ) et la fin des bouffées est synchronisée au début de la phase de balancement.

**Pendant la marche, le même type de patron peut être observé** pour la bouffée principale, l'activation débute du côté controlatéral au milieu du balancement en C7 et se propage avec une pente de  $1,1\%$  par niveau vertébral, donc **un retard de  $17,5\%$  du cycle, soit  $175$  ms** en moyenne. Ce retard est comparable en

## 2.2. COMPARAISON DE L'ACTIVITÉ DU TRONC ENTRE L'INITIATION ET LA MARCHÉ

Le tronc au fil de la locomotion



\*(3 subjects over 9)

FIG. 2.2 – A, Pour un sujet : EMGs rectifiés des muscles Erectors spinae de C7 à L3 à gauche puis à droite pour un seul sujet lors de l'initiation et de la marche. Les triangles rouges représentent les maximums d'amplitude. B, Pour l'ensemble des sujets : diagramme représentant les activités musculaires moyennes ( $\pm SD$ ) des Erectors spinae de C7 à L3 à gauche et à droite. Hon : Heel on, Toff : Toe off, maxCOP : maximum COP, UL : unloading, DS : double support, LS : left swing.

pourcentage à celui observé lors de l'initiation de la marche, suggérant un lien avec la vitesse de la marche, le premier pas étant plus lent. Les pics des bouffées pendant la marche arrivent au milieu du double support et la fin des bouffées juste après le décolllement du pied correspondant. Les activités de la bouffée secondaire ne seront pas détaillées à cause de leur faible amplitude qui rend l'analyse imprécise.

**On a donc aussi bien pour la marche que l'initiation de la marche une activité métachronale descendante qui précède le lever du pied ipsilatéral (même côté).**

### 2.2.2 Description de la cinématique du tronc : première approche

Les diagrammes des figures 2.3, 2.4 illustre une première approche pour décrire la cinématique du tronc. La position moyenne des marqueurs pour un sujet est représentée tous les 10% de l'initiation et de la marche dans les différents plans de l'espace.

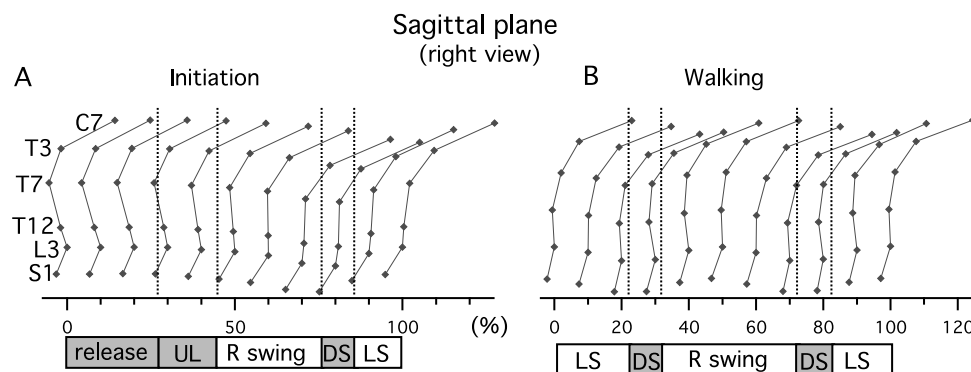


FIG. 2.3 – Diagramme représentant la configuration du tronc dans le plan sagittal tout les 10% la phase d'initiation (A) et le cycle de marche (B)

#### Plan sagittal (Fig 2.3) :

Pendant l'initiation, le tronc s'incline vers l'avant et simultanément la lordose lombaire diminue (la colonne se redresse), ce qui aboutit à une inclinaison générale de la partie thoracique qui atteint une valeur stable au premier poser du talon.

Pendant la marche, l'inclinaison du tronc oscille faiblement autour d'une inclinaison moyenne, la position la plus inclinée se situant juste avant le double support et la position la plus redressée juste après le double support.



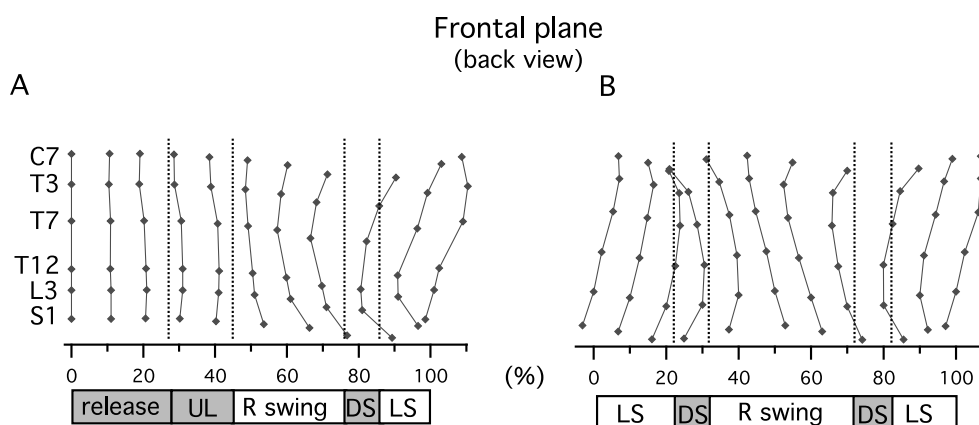


FIG. 2.4 – Diagramme représentant la configuration du tronc dans le plan frontal tout les 10% la phase d'initiation (A) et le cycle de marche (B)

#### Plan frontal (Fig 2.4) :

Pendant le phase préparatoire de l'initiation le tronc s'incurve légèrement vers la première jambe porteuse (jambe gauche) jusqu'au milieu de la phase de décharge. L'inclinaison s'inverse ensuite vers la jambe qui va partir (jambe droite). Le tronc est droit lors du décoller du pied et finit de s'incurver jusqu'au poser du pied ipsilatéral. L'incurvation dans l'autre sens débute alors, la position rectiligne étant atteinte au milieu de la phase de transfert suivante. L'axe S1C7 du tronc présente aussi une inclinaison vers la jambe porteuse lors de la phase de transfert et est vertical lors du double support.

Pendant la marche le patron est similaire avec le tronc rectiligne, incliné vers la jambe porteuse lors des phases de transfert et incurvé vers la dernière jambe en balancement avec un axe vertical lors des phases de double support. Si on s'intéresse de façon plus précise à **l'incurvation dans un sens ou dans l'autre**, celle-ci **débute d'abord par les segments du haut et continue avec les segments du bas**, les segments centraux demeurant plus rectilignes tout au long du cycle. **L'aspect descendant de cette activité cinématique n'est pas sans rappeler que celle des muscles ES qui est aussi descendante et précède le changement d'incurvation du côté correspondant.**

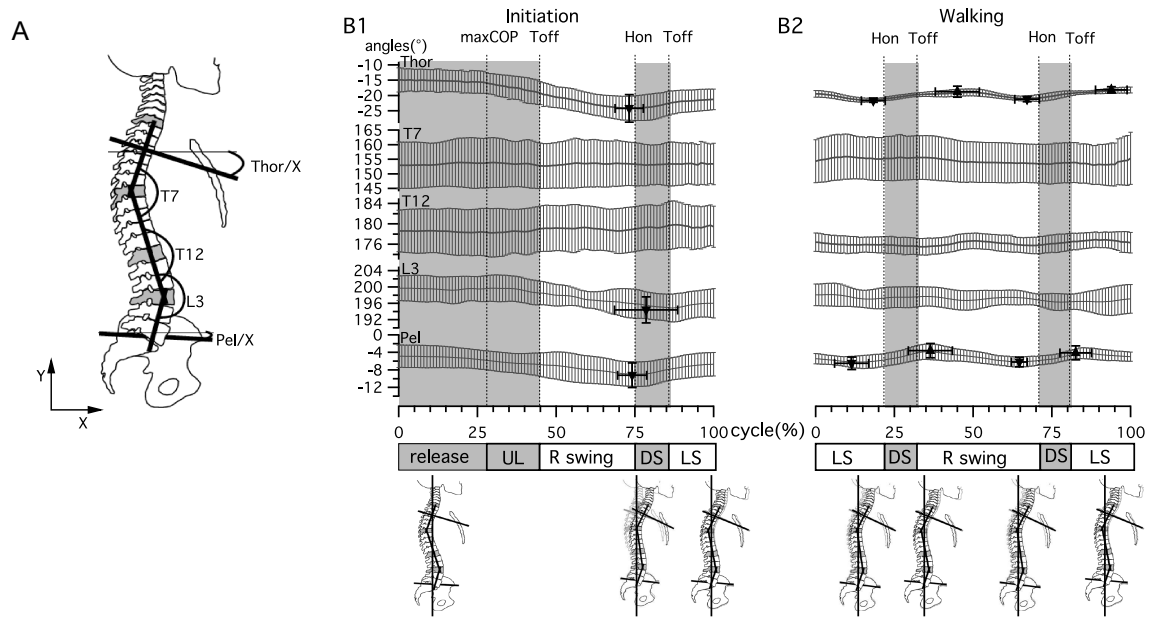


FIG. 2.5 – A) Définition des angles calculés dans le plan sagittal. B) Graphiques de l'évolution des angles du tronc dans le plan sagittal lors de la phase d'initiation (B1) et le cycle de marche (B2).

### 2.2.3 Description de la cinématique du tronc : analyse angulaire

#### Plan sagittal (Fig 2.5) :

Les angles présentés dans la figure 2.5 sont définis dans le plan délimité par les axes X et Y. De haut en bas, (1) inclinaison du thorax entre le vecteur T3-Sternum et l'axe X ; (2) l'incurvation en T7 entre les vecteurs T7-C7 et T7-T12 ; (3) l'incurvation en T12 entre les vecteurs T12-T7 et T12-L3 ; (4) l'incurvation en L3 entre les vecteurs L3-T12 et L3-S1 et (5) l'inclinaison du bassin entre un vecteur défini entre S1 et le milieu des épines iliaques et l'axe des X.

**Lors de l'initiation de la marche**, le bassin s'incline vers l'avant alors que la première jambe de balancement "tombe" jusqu'à atteindre son maximum au poser du talon (inclinaison maximale moyenne  $-5 \pm 3^\circ$ ,  $74 \pm 5\%$  du cycle). Au même moment, la courbe de lordose de la région lombaire se redresse (diminution de la lordose à l'angle L3 vers  $180^\circ$  de  $-6 \pm 3^\circ$ ), jusqu'à atteindre son minimum lors du double support ( $79 \pm 10\%$ ). Les incurvations en T7 et T12 ne présentent pas de modifications notables tout en présentant une grande variabilité due aux courbures différentes de la colonne vertébrale entre les différents sujets. **La partie thoracique présente une inclinaison générale vers le sol** qui atteint son maximum au poser

du talon (diminution de l'angle de  $-10 \pm 1,8^\circ$  à  $73 \pm 4\%$  du cycle). Cette inclinaison est principalement due à l'inclinaison du bassin et au redressement de la partie lombaire.

Lors de la marche (Fig 2.5), l'angle du bassin présente de petites oscillations ( $3 \pm 1^\circ$  d'amplitude pic à pic) autour de la position atteinte à la fin de l'initiation. L'inclinaison est maximale à la fin de la phase de transfert ( $11 \pm 5\%$  et  $65 \pm 3\%$ ) et minimale au début de la phase de transfert ( $37 \pm 7\%$  et  $83 \pm 5\%$ ). Au niveau thoracique on observe des oscillations de même amplitude ( $3 \pm 1^\circ$ ), avec des instants analogues pour les maximums ( $18 \pm 4\%$  et  $67 \pm 4\%$ ) et minima ( $45 \pm 5\%$  et  $94 \pm 5\%$ ) d'inclinaison. Les variations des angles intersegmentaux en L3, T12 et T7 sont très faibles, ce qui est en accord avec les oscillations parallèles du thorax et du bassin.

Plan frontal (Fig 2.6) :

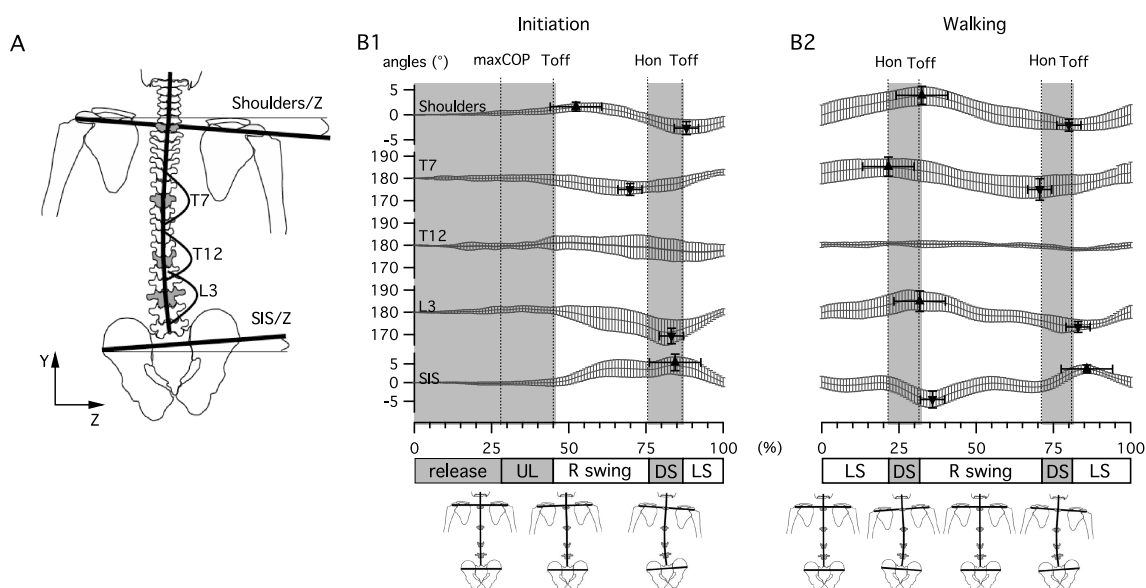


FIG. 2.6 – A) Définition des angles calculés dans le plan frontal. B) Graphiques de l'évolution des angles du tronc dans le plan frontal lors de la phase d'initiation (B1) et le cycle de marche (B2).

Les angles présentés dans la figure 2.6 sont définis dans le plan délimité par les axes Y et Z. De haut en bas, (1) inclinaison des épaules, entre le vecteur épaule gauche-droite et l'axe Z; (2) l'incurvation en T7 entre les vecteurs T7-C7 et T7-T12; (3) l'incurvation en T12 entre les vecteurs T12-T7 et T12-L3; (4) l'incurvation en L3 entre les vecteurs L3-T12 et L3-S1 et (5) l'inclinaison du bassin entre le vecteur épines iliaques gauche-droite et l'axe des Z.

**Lors de l'initiation de la marche**, la première activité observable est une petite inclinaison des épaules ( $1, 1 \pm 0.85^\circ$ ) vers la première jambe de support (le côté gauche ici) qui atteint son maximum après le premier lever du pied ( $52 \pm 8\%$ ). Cette activité est suivie d'une inclinaison dans l'autre sens (vers la jambe en balancement) de la colonne en T7 et L3 qui atteint son maximum à  $70 \pm 5\%$ , juste avant le poser du talon, pour T7 et à  $83 \pm 5\%$ , juste avant le lever du pied pour L3. **Le déphasage entre les inversions de courbures entre T7 et L3 est de 13% de la phase d'initiation définie, la partie haute étant active avant la partie basse.** Au niveau de T12, les variations angulaires sont très faibles, le segment restant quasiment rectiligne. La première inclinaison du bassin suit l'incurvation de la colonne pour atteindre son maximum à  $84 \pm 3\%$  en même temps qu'une inclinaison maximale des épaules dans le sens opposé ( $88 \pm 4\%$ ). Au milieu de la phase de transfert suivante, les épaules et le bassin sont parallèles et les vertèbres sont alignées (T7, T12 et L3 valent  $180^\circ$ ).

**Pendant la marche** (Fig 2.6), le **patron d'activité est comparable à celui observé lors de la deuxième partie de la phase d'initiation.** Le bassin et les épaules oscillent en opposition de phase avec les inclinaisons maximales aux alentours du décollement du pied ( $32 \pm 5\%$  et  $80 \pm 8\%$  pour les épaules,  $35 \pm 1\%$  et  $86 \pm 6\%$  pour le bassin). Le déphasage entre les inversion d'incurvation en T7 et L3 demeurent aussi, le premier présentant ses maximums au poser du talon ( $22 \pm 6\%$  et  $71 \pm 7\%$ ) et le second au lever du pied ( $32 \pm 3\%$  et  $83 \pm 4\%$ ). Le déphasage entre T7 et L3 oscille alors entre 10% et 12% du cycle de marche. Comme lors de l'initiation, au niveau de T12 la colonne reste droite tout le long du cycle. Aux instants 0%, 50% et 100%, bassin et épaules sont parallèles et la colonne est droite.

**Que ce soit pour la marche ou l'initiation de la marche, nous avons donc observé une incurvation qui débute d'abord dans la partie thoracique et ensuite dans la partie lombaire du tronc.**

#### Plan horizontal (Fig 2.7) :

Les angles présentés dans la figure 2.7 sont définis dans le plan délimité par les axes X et Z. De haut en bas, (1) rotation des épaules, entre le vecteur épaule gauche-droite et l'axe Z; (2) rotation thoracique entre le vecteur T3-sternum et l'axe des X; (3) rotation de la partie lombaire par rapport à l'axe des X; (4) rotation du bassin entre le vecteur épines iliaques gauche-droite et l'axe des Z.

**Lors de l'initiation de la marche**, la première rotation est celle du bassin vers l'arrière, du côté de la première jambe de balancement (coté droit ici). Puis la rotation s'inverse au premier décollement du pied lorsque la jambe part ( $49 \pm 9\%$ ). En même temps, nous avons une rotation de la partie lombaire dans la même direction

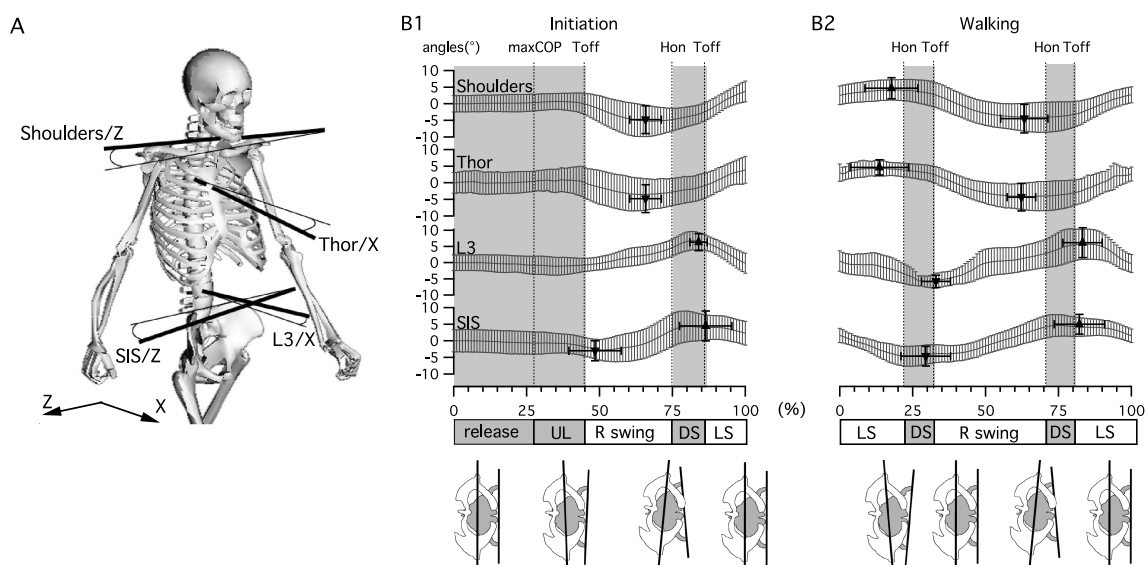


FIG. 2.7 – A) Définition des angles calculés dans le plan horizontal. B) Graphiques de l'évolution des angles du tronc dans le plan horizontal lors de la phase d'initiation (B1) et le cycle de marche (B2).

que le bassin et une rotation du tronc supérieur (thorax et épaules) dans le sens inverse. **L'inversion des rotations présente un déphasage à la fin de la phase de transfert, le tronc supérieur change de direction au poser du talon ( $67 \pm 5\%$  pour les épaules et  $66 \pm 6\%$  pour le thorax), avant le tronc inférieur qui le fait au décollage du pied ( $84 \pm 3\%$  pour la partie lombaire et  $86 \pm 5\%$  pour le bassin).** Lors de la marche, les rotations opposées du tronc supérieur et du tronc inférieur demeurent, avec l'inversion du mouvement survenant avant, au poser du talon, pour la partie supérieure et après, au décollage du pied, pour la partie inférieure ( $33 \pm 5\%$  et  $83 \pm 7\%$  pour la partie lombaire,  $30 \pm 9\%$  et  $82 \pm 8\%$  pour le bassin).

Si l'on compare avec le plan frontal on peut observer des similitudes entre les activités opposées de la partie haute et basse du tronc, dans les deux cas la trajectoire de la partie haute s'inverse autour du poser du pied et celle de la partie basse autour du décollage du pied.

### 2.2.4 Comparaison cinématique et EMG

Afin d'illustrer l'activité asymétrique des muscles érecteurs du rachis lors de l'initiation de la marche et la marche et leur possible influence sur la cinématique du tronc nous avons utilisé une méthode basée sur la différence droite gauche des EMGs. À chaque niveau, les signaux musculaires ont été normalisés, soustraits (droite-gauche)

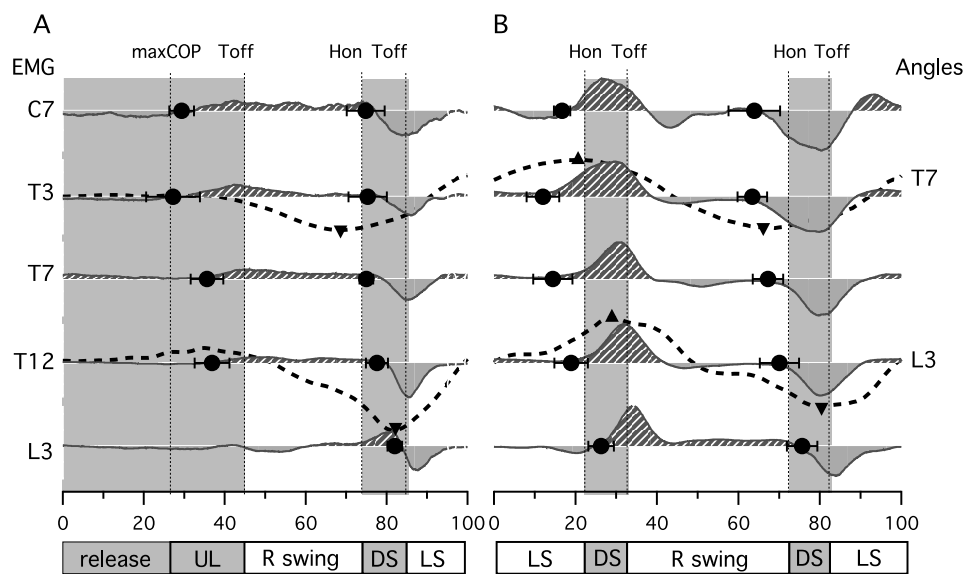


FIG. 2.8 – Les courbes pleines représentent les différences droite-gauche des EMGs normalisés de C7 à L3 lors de l'initiation et de la marche. Les valeurs positives signifient que l'activation à droite est plus forte. Les courbes pointillées représentent l'incurvation dans le plan frontal du tronc au niveau T7 et L3

et enfin moyennés. La grandeur obtenue peut alors être vue comme la différence de force exercée de part et d'autre de la colonne vertébrale afin de l'incurver (Fig 2.8). La résultante est positive (hachuré sous la courbe) lorsque les EMGs à droite sont plus élevés et négative (pleins au dessus de la courbe) lorsque le côté gauche est l plus activé. Les cercles pleins représentent les passages par 0 (instant *moyen*  $\pm$  *SD*) et donc l'inversion du rapport de force droite/gauche des muscles. Pour mettre en évidence l'effet cinématique obtenu, les angles intervertébraux en T7 et L3 dans le plan frontal ont aussi été représentés en face des niveaux musculaires susceptibles d'agir sur l'incurvation. Les changements de direction d'incurvation sont représentés par les triangles (position des maxima angulaires).

**Cette comparaison entre angles et EMGs montre que l'incurvation de la colonne vertébrale est précédée par une activation plus importante des muscles du même côté.**

## 2.3 Discussion

Dans cette étude nous avons examiné l'activité des muscles ES lors de l'initiation et la marche et la marche en régime permanent afin de mieux comprendre les différents paramètres cinématique liés à l'activité des muscles du tronc.

### 2.3.1 EMG vs cinématique vs dynamique

Dans une étude récente, **il a été montré que les muscles ES présentaient une double bouffée** sur tout le tronc lors du cycle de marche chez l'homme (de Seze et al., 2008), étendant ainsi les résultats d'autres études rapportant une double bouffée seulement au niveau lombaire (Anders et al., 2007; de Seze et al., 2008; Thorstensson et al., 1982). **Notre étude montre qu'une de ces bouffées présente une amplitude nettement plus importante que l'autre et se propage du haut vers le bas du dos non seulement lors de la marche mais aussi lors de la phase d'initiation de la marche.** De plus, nous avons établi **une corrélation spatio-temporelle entre l'activation des muscles ES et les faits marquants de l'activité cinématique** et dynamique de l'initiation de la marche et de la marche. Il apparaît ainsi que l'activation séquentielle des ES se produit juste avant le lever de la jambe ipsilatérale (i.e. une bouffée métachronale à gauche précède le lever de la jambe gauche). Les bouffées se terminent ensuite de façon synchrone au début de la phase de transfert.

**La cinématique du tronc à été peu (ou pas) détaillée lors de l'initiation de la marche, nous avons comblé ce manque.** Ainsi, on voit que le tronc se met en

place dans une position généralement inclinée vers l'avant par l'inclinaison du bassin concomitante au redressement de la colonne lombaire (Fig 2.5). Ensuite, lors de la marche le tronc maintient cette inclinaison et oscille autour de cette position deux fois par cycle (Cappozzo, 1981; Thorstensson et al., 1984). Ces oscillations sont principalement d'origine pelvienne sous l'action des jambes, néanmoins les déphasages entre les oscillations pelviennes et thoraciques laissent la place à de possibles oscillations intersegmentales dans le plan sagittal (Crosbie et al., 1997; Syczewska et al., 1999). Dans le plan frontal, les mouvements du tronc sont initiés autour du premier lever du pied et sont tout de suite semblables à ceux observés lors de la marche, le tronc présentant une courbure en direction de la jambe en balancement (Fig 2.6). Lors de la marche, cette courbure est principalement localisée dans les segments thoraciques et lombaires, les segments intermédiaires restant plus ou moins rectilignes (Crosbie et al., 1997; Syczewska et al., 1999). Dans le même plan, les inclinaisons des épaules et du bassin oscillent presque en opposition de phase. On retrouve dans le plan horizontal des activités comparables au plan frontal, avec la ressemblance du premier pas et des autres cycles de marche et l'opposition de phase épaule/bassin. Certaines études rapportent ainsi le centre de rotation entre les ceintures pelviennes et thoraciques entre L3 et T7 (van Emmerik and Wagenaar, 1996; Gregersen and Lucas, 1967; Wagenaar and van Emmerik, 2000).

Les muscles ES sont connus pour agir en tant qu'érecteurs du rachis lorsque leur activation est bilatérale mais aussi comme fléchisseur latéraux lorsqu'ils sont activés de façon asymétrique. A partir d'observations biomécaniques, certains auteurs rapportent aussi que la rotation des segments vertébraux peut être induite par la latéroflexion du tronc (van Emmerik and Wagenaar, 1996; Gracovetsky, 1988; Gregersen and Lucas, 1967; Wagenaar and van Emmerik, 2000) et que les deux phénomènes (latéroflexion et rotations intervertébrales) sont liés lors de la marche (Feipel et al., 2001). Comme rapporté précédemment (Frigo et al., 2003), l'angulation observée dans le plan frontal résulte à la fois de la latéroflexion pure mais aussi de la rotation des courbes de cyphose et lordose de la colonne vertébrale. **Avec un seul marqueur par segment vertébral considéré, il est donc difficile de discriminer la participation de la latéroflexion et des rotations intervertébrales aux angles intersegmentaires observés dans le plan frontal.** Néanmoins, comme évoqué précédemment, la rotation et la latéroflexion sont liées et présentent des profils d'activités similaires (Fig 2.6, 2.7). La comparaison de l'activité des muscles ES et de l'activité cinématique du tronc dans le plan frontal est donc pertinente. En outre, un protocole plus détaillé avec un nombre plus important de marqueurs sur les segments vertébraux permettrait une meilleure observation des



mouvements 3D de la colonne (Konz et al., 2006).

La figure 2.9 présente un modèle simplifié de la cinématique du tronc dans le plan

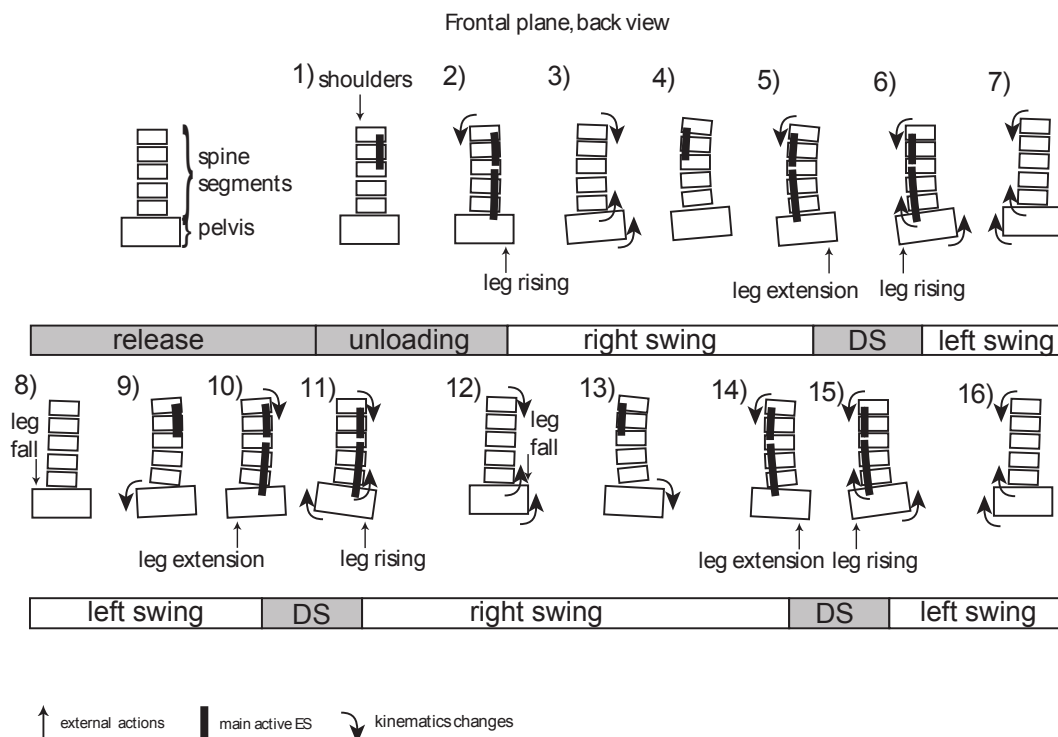


FIG. 2.9 – Cartoon résumant les activités musculaires et cinématiques simplifiées du tronc dans le plan frontal. Les actions extérieures sont représentées par des flèches.

frontal et de l'action des muscles ES correspondante. L'activité musculaire et les actions extérieures sur le bassin sont représentées. Lors de l'initiation de la marche, autour de maxCOP, l'activité des ES droits précède l'incurvation du tronc vers le côté droit et l'élévation du bassin au dessus de la jambe droite (Image 1-2). La courbure de la colonne vertébrale augmente jusqu'à l'activation des ES des segments supérieurs du côté opposé (côté gauche, image 3-4), ce qui déclenche l'inversion de l'incurvation de la colonne de la partie haute du tronc au poser du talon (Image 5), puis de la partie basse après l'activation des ES du bas du tronc (Image 6). Lors du double support, le bassin s'élève du côté droit jusqu'au décoller du pied à cause de l'extension de la jambe droite en préparation de la phase de support (image 5-6). Après le décoller du pied, alors que les ES ipsilatéraux ne sont plus actifs, le bassin s'élève du côté de la jambe en balancement accentuant le mouvement d'incurvation du tronc du même côté (Image 7). Un nouveau cycle débute alors avec le tronc continuant de s'incurver vers la jambe de balancement (Images 8-16). Pour résumer, les muscles ES se contractent de façon concentrique pour inverser l'incurvation du tronc (i.e. en provoquant l'incurvation dans l'autre sens) d'abord du tronc

supérieur et ensuite du tronc inférieur. **Cette organisation métachronale descendante rentre dans le cadre d'une action proximo-distale (i.e. du plus éloigné au plus proche du point d'effet) qui aide à l'élévation du bassin et de la jambe pour passer le pas en utilisant le tronc supérieur comme base inertielle.** En effet le tronc en mouvement présente une inertie sur laquelle s'appuie la jambe pour s'élever au dessus du sol.

### 2.3.2 Organisation du programme moteur

Comme détaillé dans la première partie de la thèse (I.3.1), l'existence d'un CPG pour les membres lors de la locomotion a été établie chez l'animal. La possibilité qu'il en existe aussi chez l'homme a été discutée (Dietz et al., 2001; Dietz, 2002; Duysens et al., 2002; Duysens and Van de Crommert, 1998; Zehr et al., 2004), et des interactions entre les mouvements des bras et des jambes ont été établies (Ferris et al., 2006; Zehr and Duysens, 2004b). Plus récemment, une comparaison phylogénique des réseaux neuronaux axiaux suggère que, malgré des changements drastiques subis par le système musculo-squelettique lors de l'évolution de la quadrupédie à la bipédie, des mécanismes communs ont pu être conservés pour le contrôle du tronc lors de la locomotion des vertébrés (Falgairolle et al., 2006). Comme évoqué précédemment, **nos données montrent** (1), que les muscles ES présentent **un patron d'activité descendant** dès la phase préparatoire de l'initiation de la marche, laissant présager une **activité programmée**; (2), les muscles ES semblent entrainer les mouvements du tronc plus que les restreindre, ce qui suggère **un contrôle anticipatoire du tronc par une structure dédiée de type CPG**. En effet, les actions anticipatoires sont connues pour être plus efficaces que les réponse réactives lors du mouvement (Nieuwenhuijzen and Duysens, 2007), donc **l'activité rythmique du tronc serait probablement plus efficace si elle était produite en partie en boucle ouverte, comme avec un CPG**. Une partie de l'activité des ES (bouffée principale) serait alors produite pas ce contrôle direct (boucle ouverte), alors qu'une autre partie des l'activité des ES (bouffée secondaire) serait produite par un contrôle retour (boucle fermée).

L'intérêt principal d'étudier l'initiation de la marche était de **déterminer comment la transition entre un état postural et un état dynamique est géré et d'identifier les programmes moteurs à l'œuvre au niveau du tronc**. Lors des essais d'initiation de marche, les activités observées sur les muscles tibialis anterior (TA) et gastrocnemius (GN) ainsi que la trajectoire du centre de pression sont similaires à celles rapportées dans d'autres études (Breniere and Do, 1991; Brunt et al., 1999; Crenna and Frigo, 1991; Mann et al., 1979; Mickelborough et al., 2004).

Il est communément admis lors de cette phase que l'activation des TA et l'inhibition des GN provoquent une chute en avant du corps (Breniere and Do, 1986). La fin du programme d'initiation de la marche a alors été placée au premier poser du talon (Brunt et al., 1991). Nos résultats montrent que **les muscles ES présentent un patron moteur comparable lors de la phase préparatoire de l'initiation et lors de la marche proprement dite**. En cinématique, les similarités entre initiation et cycle de marche sont présentes dès le premier décolllement du pied pour les plans frontaux et horizontaux et autour du premier poser du talon dans le plan sagittal. **Sauf dans le plan sagittal, l'activité du tronc lors de l'initiation est comparable à la marche dès avant le premier décolllement du pied**. De plus, les données des plateformes de force montrent que lors de la phase préparatoire de l'initiation, le pic de force sous le premier pied en balancement à maxCOP est comparable à celui observé lors du double support pendant la marche. Mises ensemble, **ces observations suggèrent que la fin de l'initiation de la marche arrive bien autour du premier poser du pied mais aussi que le début de la marche débute entre maxCOP et le premier décolllement du pied**. Une hypothèse probable est que la transition des programmes moteurs d'initiation et de marche ne sont pas activés de façon séquentielle, mais plutôt comme de la logique floue (Chen, 2006). Ainsi, plutôt que de choisir un programme ou l'autre suivant le cas, initiation ou marche, les deux programmes sont utilisés simultanément avec une pondération variable. La partie boucle ouverte du programme de marche (contrôlée par le CPG) s'active dès que possible alors que les effets relatifs à l'initiation de la marche finissent plus tard. L'analogie avec la logique floue n'est pas fortuite, la marche humaine est souvent représentée par un pendule inversé à une ou plusieurs charnières et les contrôleurs à logique floue sont très adaptés à la commande de pendules inversés (Chen, 2006). Enfin, le principe selon lequel le programme de marche débiterait autour du maxCOP qui initie la propulsion de la jambe est cohérent avec les observations d'autres études (Ivanenko et al., 2004) qui, à partir d'observation des patrons musculaires à plusieurs vitesses de marche, situent l'origine de la génération du cycle de marche dans la phase de propulsion plutôt qu'au poser du talon.

### Contribution

Tout d'abord, cette étude nous a permis de mettre en pratique les méthodes décrites dans le premier chapitre de cette partie, notamment la méthode de normalisation de l'initiation de la marche. Ensuite, à notre connaissance, il n'y avait pas d'étude focalisée sur les activités conjointes musculaire et cinématique du tronc lors de l'initiation de la marche. Nous avons comblé ce manque et en même temps nous avons

comparé l'activité observée à celle de la marche avec le même protocole. Ce faisant nous avons ajouté la cinématique au patron des muscles du dos observé par de Sèze. Finalement, ces observations ont permis de mieux comprendre comment le tronc était contrôlé lors de la locomotion et notamment d'émettre des hypothèses sur l'existence d'un CPG chargé de gérer les mouvements du tronc lors de la locomotion.



# Chapitre 3

## Marche, cours, bondis...

Dans le chapitre précédent nous avons détaillé l'activité du tronc lors de la marche et de l'initiation de la marche. Nous avons évoqué l'existence de programmes moteurs, voire de **CPG** destinés à réguler l'activité du tronc lors de la marche. Une des propriétés de ce type de structures est leur capacité à **générer différents types de synchronisations rythmiques**. Pour les muscles ES par exemple, il a été mis en évidence différentes synchronisations musculaires pour différentes activités rythmiques (de Seze et al., 2008). Il en va de même chez la salamandre pour laquelle la nage et la marche produisent des synchronisations différentes au niveau du tronc (Bem et al., 2003). Dans cet esprit, il peut alors être intéressant d'observer l'activité du tronc lors de différentes activités locomotrices chez l'homme. Dans le chapitre précédent, l'étude simultanée de l'activité électromyographique des muscles axiaux du rachis et de la cinématique du tronc a montré des résultats pertinents dans la compréhension des mécanismes de commande du tronc lors de la marche ainsi que son rôle. **L'étude de l'activité du tronc lors d'autres tâches locomotrices rythmiques, plus ou moins naturelles, permet alors d'observer les modifications du patron d'activité en fonction de contraintes différentes**. De plus, le protocole utilisé précédemment a montré des lacunes, notamment au niveau de la précision de l'analyse cinématique, **une analyse plus précise** semblant alors nécessaire pour confirmer les mesures effectuées. Dans cette optique, nous avons décidé d'observer les activités musculaires et cinématiques du tronc lors de différents modes de locomotion dans un **espace de calibration réduit avec plus de marqueurs**. Les modes de locomotion retenus et les caractéristiques ayant motivé leur choix sont les suivantes :

- *La marche* : C'est le mode de locomotion référence dans toutes les études, le plus naturel et économique grâce au transfert d'énergie opéré lors de la phase pendulaire.

- *La course* : Avec la marche, c'est l'autre mode de locomotion normal, plus adapté aux hautes vitesses. La disparition de la phase de double appui au profit de la phase de vol fait que, encore plus que la marche, chaque position de la course est instable, même si l'ensemble de la course est stable. En outre, la phase de vol génère des contraintes de propulsion/réception encore plus importantes que dans la course.
- *Le vélo* : Bien que ce soit un mode de locomotion artificiel, les mouvements asymétriques des jambes ne sont pas sans rappeler la marche et la course, mais contrairement à ces derniers le bassin est stabilisé sur la selle, il n'y a pas d'impacts de réceptions qui provoquent des décélérations brusques et les deux pieds sont tout le temps au contact de quelque chose. On a donc une activité rythmique où la mise en danger de l'équilibre est faible. On distinguera deux cas qui procurent plus ou moins de points d'appuis : le vélo avec et sans les mains posées sur le guidon.
- *Le bond* : Ce paradigme est intéressant dans cette étude pour trois raisons : 1) Contrairement à tout les autres modes de locomotion, le mouvement est purement situé dans le plan sagittal avec une poussée quasi-symétrique sur les jambes. 2) Le bond partage une caractéristique commune avec la marche, la phase de double support et une caractéristique commune avec la course, la phase de vol, d'où l'intérêt de comparer ces trois modes. 3) Enfin c'est la condition qui présente les impacts les plus importants à la réception, donc les accélérations sagittales les plus importantes.

La quantité de données recueillies étant très importante, l'analyse ne sera pas aussi détaillée que dans l'étude de l'initiation de la marche. **Nous nous concentrerons sur les aspects qui nous permettront de définir les ressemblances entre les différentes commandes du tronc dans les différentes tâches locomotrices étudiées.** La définition de ces différentes commandes rentre dans la **supposition faite dans le chapitre précédent de l'existence de CPGs pour le tronc dont les activités des muscles ES seraient les miroirs.**

## 3.1 Protocole

### 3.1.1 Sujets

Dix sujets adultes (9 hommes, 1 femme) ont participé à cette étude. Ils étaient âgés en moyenne de  $24 \pm 4$  ans, mesuraient  $177 \pm 8$  centimètres et pesaient  $67 \pm 8$  kilogrammes. Tous étaient exempts de lombalgie récente ou chronique et de scoliose cliniquement décelable.

### 3.1.2 Mode opératoire

Pour les expérimentations, les sujets portaient un short et des sandales. Ils étaient équipés de marqueurs réfléchissant les infrarouges, de 1 cm de diamètre. Par rapport à l'étude précédente, une nouvelle méthode spécifique a été développée afin de nous permettre d'obtenir plus précisément les mouvements de chaque segment du tronc considérés. D'une part, l'expérimentation a été effectuée sur un tapis roulant, permettant une réduction de l'espace de calibration et donc une augmentation de la précision.



FIG. 3.1 – Marqueurs disposés en triangle sur une plaque de balsa. Un triangle est posé sur chaque segment vertébral étudié. À chacun des plans formés par 3 marqueurs est associé un repère. Les mouvements de chaque repère par rapport au référentiel du laboratoire et entre eux peuvent alors être calculés suivant une méthode analogue à celle des angles d'Euler.

D'autre part, le nombre de marqueurs le long de l'axe rachidien a été grandement augmenté par l'utilisation pour chaque segment considéré de 3 marqueurs fixés sur un triangle de balsa (Fig 3.1). Le plan obtenu permet d'associer un repère à chaque segment et donc de faciliter le calcul des mouvements intersegmentaires. Finalement, le nombre de marqueurs est passé de sept marqueurs, correspondants aux vertèbres C7, T3, T7, T12, L3 et S1 à sept fois trois marqueurs correspondants aux vertèbres C7, T3, T7, T10, L1, L4 plus un marqueur sur S1 associé aux Épine illiaque antéro-supérieure (EIAS) pour générer le plan du bassin. Un repère est aussi attaché à la tête par trois marqueurs fixés sur un bandeau élastique, en regard de la protubérance occipitale et de chaque fosse temporale. Un marqueur était situé sur le sternum, les autres marqueurs étant collés de manière à pouvoir identifier les mouvements des membres, donc sur les poignets, les chevilles et le bout des pieds pour identifier le décollement du pied. Pour la partie EMG, les muscles axiaux ont été enregistrés de façon similaire à l'étude précédente mais unilatéralement à droite, en regard des



vertèbres C3, C7, T3, T7, T12, L3. Dix autres ont été positionnées sur la partie droite du corps, respectivement sur le trapèze, le gastrocnemius, le tibialis anterior, le vaste externe, le grand fessier, le grand dorsal, les deltoïdes antérieurs et postérieurs, le biceps et le triceps. Chaque sujet effectuait :

- Trois essais de marche sur le tapis roulant à trois vitesses (2 km/h, 5 km/h et 7 km/h),
- Trois essais de course sur le tapis roulant à trois vitesses (8 km/h, 10 km/h et 12 km/h),
- Un essai de bond sur le tapis roulant à la vitesse de 3km/h,
- deux essais sur un vélo d'appartement avec les mains sur le guidon à deux forces de résistance différentes (nota : 3 et 7 avec un maximum de 9) avec comme consigne de garder une fréquence de cycle de 1 Hz (fréquence de marche normale).
- Deux essais sur vélo, identiques aux précédents mais sans les mains sur le guidon, donc le tronc droit au dessus de la selle.

Pour la marche, la course et le vélo, les cycles ont été découpés sur le croisé des chevilles de façon analogue à celle décrite précédemment pour garder une cinématique des membres inférieurs analogue. Pour le bond, un tel découpage est impossible, un découpage plus classique sur le poser des talons a donc été adopté. Chaque cycle a ensuite été découpé en sous phases donnant les principales données cinématiques et dynamiques provenant des jambes. Ces sous phases sont dépendantes de la tâche locomotrice effectuée :

- La marche est découpée en balancement droit (BaD), double support (DS), balancement gauche (BaG). Nous avons aussi précisé les phases de poussées et de réception de chaque jambe (PouD, PouG, RecD, RecG) pour toutes les tâches.
- La course est découpée en balancement droit (BaD), phase de vol (Vol), balancement gauche (BaG), avec les phases de poussées et réception comme pour la marche.
- Pour le vélo nous avons juste précisé les phases de poussée de chaque membre. Nous avons considéré que la poussée correspondait à la phase descendante d'un membre.
- Le bond est découpé en double support (DS) et phase de vol (Vol). Les phases de réception et poussée sont alors synchronisées entre les deux membres.

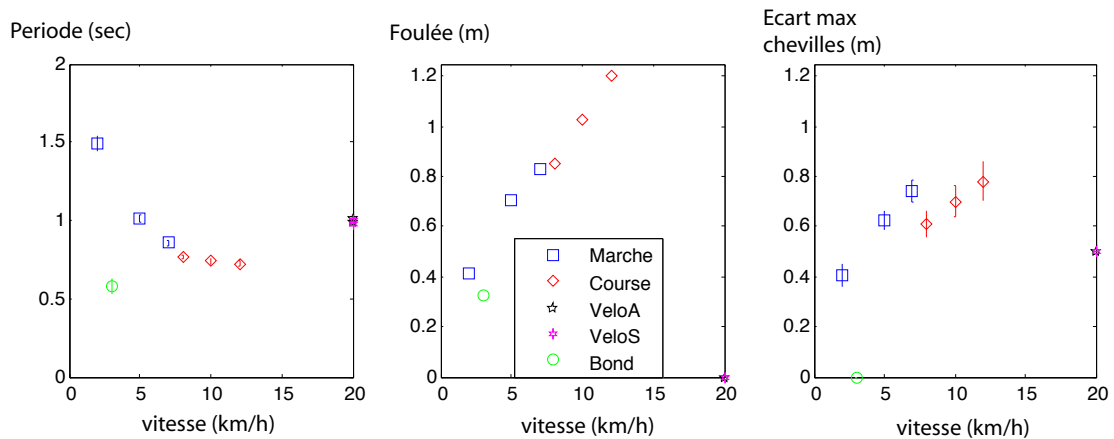


FIG. 3.2 – La période est la durée d’un cycle pour chaque condition considérée. La foulée est la distance parcourue par un talon au cours d’un cycle (i.e. c’est la moitié de la distance parcourue pour un cycle). L’écart maximum des chevilles au cours d’un cycle est calculé à partir des données cinématique recueillies.

## 3.2 Résultats

### 3.2.1 Paramètres des cycles locomoteurs

Tout d’abord nous allons décrire quelques aspects généraux des tâches locomotrices choisies, notamment les paramètres tels que la période du cycle et la foulée (Fig 2.6). En observant la période on peut voir que pour la marche, celle-ci diminue rapidement entre 2 et 7 km/h alors que pour la course la diminution présente une pente beaucoup plus douce. Pour le vélo, la période était fixée et la relation avec la vitesse est plus floue, la vitesse correspondante est celle annoncée par la machine et mise à titre indicatif. Pour le bond, la période est assez variable car deux stratégies se sont mises en place parmi les sujets : la gerbille qui fait des petits bonds très fréquents (période autour de 0.55 s) et le kangourou qui fait des plus grands bonds mais moins fréquents (période autour de 0.80 s). Néanmoins, les deux stratégies ont montré à première vue des patrons d’activités analogues, ils seront donc traités ensemble dans le reste de l’étude. Par rapport aux périodes relevées et aux vitesses correspondantes, nous avons donc déduit la foulée moyenne (distance entre 2 posers du talon successifs, donc un cycle pour le bond, un demi cycle pour les autres). Lors de la marche, on observe une augmentation de la foulée avec la vitesse. On observe cependant une diminution de l’augmentation entre 5 et 7 km/h, due aux limites physiques de la taille de la foulée (longueur des jambes). Pour les vitesses étudiées, une telle limitation n’apparaît pas pour la course où la foulée augmente linéairement

avec la vitesse. Cette donnée peut être mise en relation avec l'écart maximal observé entre les chevilles. Ainsi, lors de la marche la foulée et l'écart des chevilles se suivent alors que le passage à la course correspond dans un premier temps à une diminution de l'écart maximum des chevilles grâce à la période de vol. Pour le vélo la foulée n'est pas une donnée pertinente et l'écart maximum des chevilles est fixé par l'appareil autour de 0.5 m. Pour le bond, la moyenne entre les gerbilles et les kangourous donne un bond moyen d'une longueur de 0.7 m, évidemment sans écart de cheville notable.

Ainsi, nous pouvons résumer les différentes correspondances que nous pouvons attendre entre les différentes tâches proposées :

- La marche, la course et le vélo partagent des mouvements des jambes analogues,
- La marche et le vélo présentent toujours au moins un pied en contact avec quelque chose, pour le vélo ce contact est même permanent pour les deux pieds.
- La course et le bond présentent une phase de vol.

### 3.2.2 Évolution des amplitudes des activités musculaires

Dans un premier temps, dans la figure 3.3, nous avons comparé les amplitudes moyennes des activités musculaires des ES, à chaque niveau étudié (C3 à L3), pour les différentes tâches proposées. On observe pour la marche et la course une activité croissante avec la vitesse. Le vélo avec ou sans les mains présente une activité d'une amplitude équivalente à une marche entre 2 et 5km/h, avec une petite augmentation de l'activité lorsque la force de résistance augmente. L'activité lors du bond est la plus importante, de l'ordre de celle observée lors la course la plus rapide. À partir de ce moment, les valeurs des activités musculaires seront normalisées par rapport à celles du même niveau lors de la marche à 5km/h. Cette dernière est la vitesse la plus proche de la marche à vitesse normale chez les sujets sains, c'est donc une bonne référence. Pour l'étude des amplitudes, on observe alors que l'augmentation des intensités d'activation est homogène en fonction de la vitesse dans la marche. Dans la course, entre les différentes vitesses, l'augmentation est homogène, par contre, entre la marche et la course, l'augmentation des niveaux haut est plus importante que celle des niveaux bas. Comparé à la marche, les activités observées lors du vélo sont très proches alors que celles observées pour le bond sont très proches de celle de la course tant dans l'amplitude que dans les intensités relatives de chaque niveau. Il apparaît donc que plus que la vitesse, c'est le mode de locomotion qui détermine l'évolution des amplitudes d'activité musculaire. C'est pourquoi dans la suite de l'étude, afin de réduire la complexité des analyses, nous allons conserver une condition de marche (5km/h), une de course (10km/h), deux de vélo (avec et

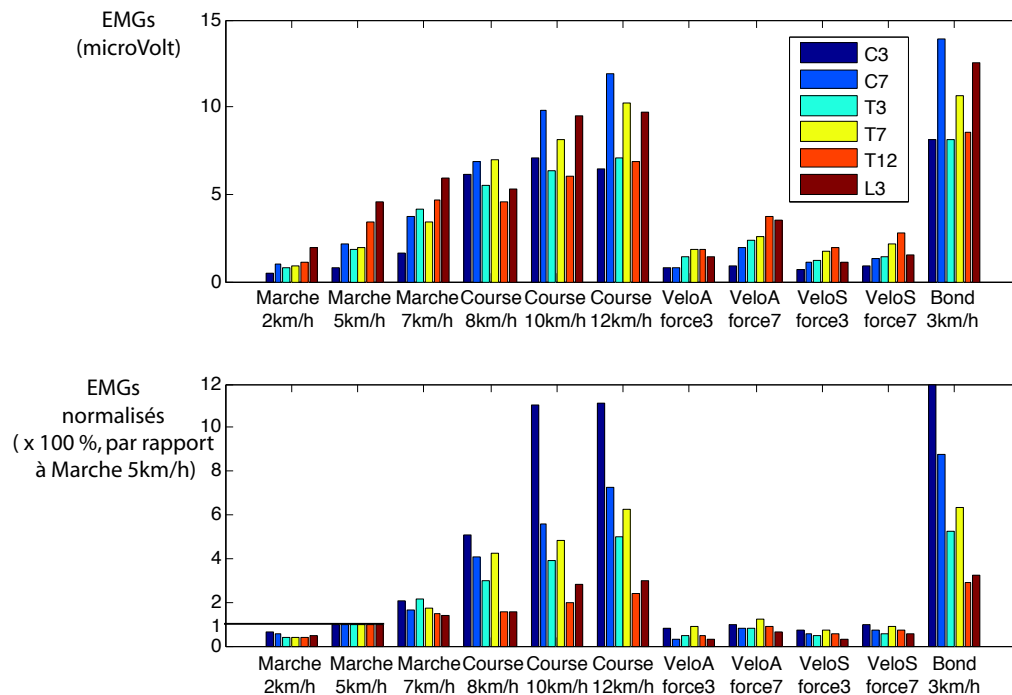


FIG. 3.3 – Le diagramme du haut représente, pour chaque tâche, les amplitudes moyennes des EMGs rectifiés et intégrés de chaque segment (C3 à L3). Le diagramme du bas présente les mêmes données mais normalisées par rapport à la marche à 5 km/h.

sans les mains à force 7 de résistance) et le bond. En effet, outre les similitudes dans les amplitudes musculaires que nous venons d'évoquer, les premières observations faites lors de l'expérimentation ont montré des patrons redondants au sein d'un même mode de locomotion quelle que soit la vitesse. Fort de cette simplification du nombre de tâches étudiées, nous présentons dans la figure 3.4 une vision simplifiée de l'évolution temporelle de l'activité musculaire des ES au cours d'un cycle de chaque tâche détaillée précédemment. L'activité du tibialis et du gastrocnemius ont aussi été ajoutées en tant que muscle extenseur pour le premier et fléchisseur pour le second.

- *La marche* : On retrouve l'activité décrite par de Sèze (de Sèze et al.) et que nous avons précisée en relation avec l'activité cinématique du tronc dans le chapitre précédent. On voit donc une activité présentant une propagation métachronale descendante du côté droit qui débute après le milieu de la phase de balancement gauche et anticipe le balancement du côté droit. Cette activité est synchronisée avec celle du gastrocnemius.

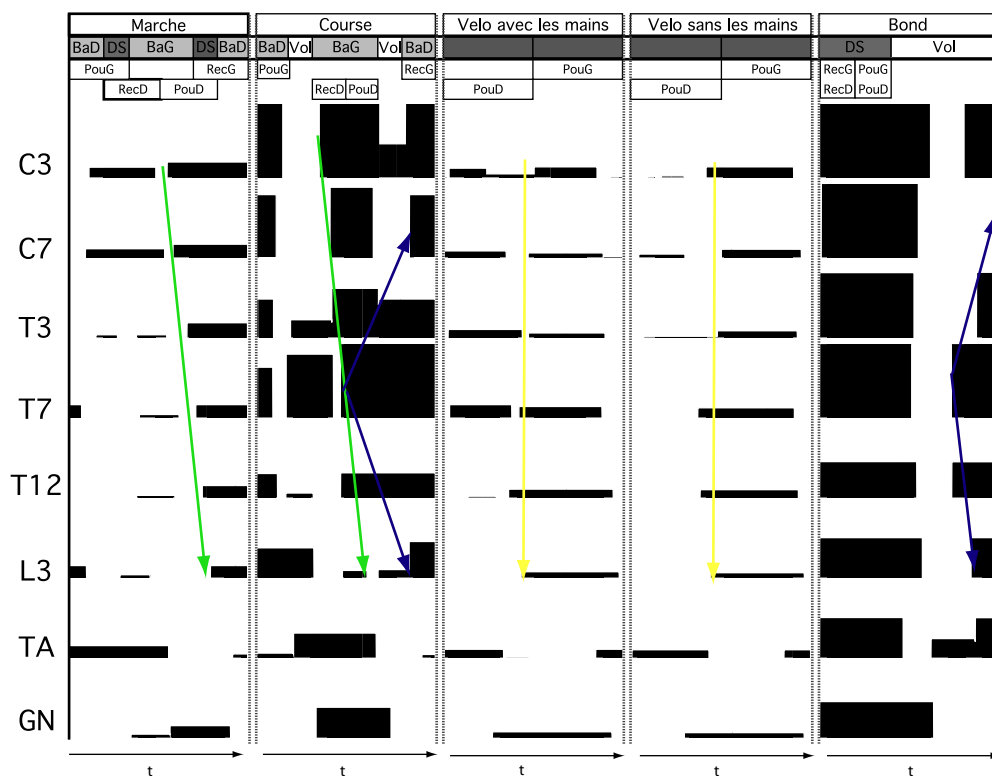


FIG. 3.4 – Évolution des EMGs à chaque niveau mesuré pour la marche à 5km/h, la course à 10 km/h, le vélo avec et sans les mains avec une résistance forte et le bond. Les activités EMGs sont ici schématisées pas des barres dont l'épaisseur reflète l'amplitude normalisée par rapport à l'amplitude observée au même niveau lors de la marche à 5km/h. Les phases de chaque mode de locomotion sont précisée (Ba : balancement, DS : double support, Vol, G : gauche, D : droite). Les phases de poussée et de réception sont aussi précisées pour chaque condition (Pou : poussé, Rec : réception, G : gauche, D : droite). Enfin, les flèche présentent les propagations possibles de l'activité des ES

- *Le vélo* : On retrouve l'activité du côté droit à un endroit analogue de celui du cycle de marche, c'est-à-dire lorsque la jambe gauche descend et surtout lorsque la jambe droite remonte et que le gastrocnemius est actif. Cependant, l'organisation métachronale descendante semble absente, que ce soit avec ou sans les mains sur le guidon. L'activité est plutôt synchrone à tous les niveaux. La condition avec les mains semble juste jouer sur la deuxième bouffée qui est plus importante que dans la condition sans les mains.
- *Le bond* : On observe une seule grande bouffée d'activité musculaire à tous les niveaux. Elle débute en T7 au milieu de la phase de vol et semble se propager segment par segment vers le haut jusqu'à C7 et vers le bas jusqu'à L3. La fin de la bouffée se situe au décollage, elle englobe donc l'intégralité du double support,

de même que l'activité du tibialis anterior et du gastrocnemius.

- *La course* : On semble retrouver à la fois des caractéristiques de la marche et du bond. Les activités commencent en T3 et T7 lors de la phase de vol comme pour le bond. On retrouve aussi l'aspect asymétrique de l'activité observée lors du cycle de marche, avec une propagation descendante qui semble se fondre dans l'activité héritée du bond. Notamment pour les segments supérieurs, comme nous l'avons vu précédemment en observant seulement les amplitudes des EMGs.

**Enfin, l'observation des EMGs semble suggérer d'une part que le patron d'activité de marche se retrouve dans le vélo pour l'amplitude et l'alternance droite-gauche, mais sans l'organisation métachronale descendante et d'autre part que la course présente un mélange du patron de la marche et du bond. Ce dernier point a une certaine logique, la course partage avec la marche un mouvement des jambes et des bras analogue et la course partage avec le bond une phase de vol qui provoque une activité dynamique du tronc importante dans le plan sagittal.**

### 3.2.3 Activité cinématique

Pour approfondir cette analyse nous nous sommes donc intéressés à la cinématique du tronc pendant la marche, la course, le vélo et le bond. Nous avons en effet montré dans le chapitre précédent une certaine correspondance entre la cinématique et l'activité musculaire lors de la marche. Pareillement à l'analyse faite dans la section précédente sur les EMGs, nous avons observé l'amplitude des activités cinématiques du tronc.

#### Angles externes : amplitudes

D'abord nous rapporterons ce que nous appellerons les "angles externes", c'est-à-dire les angles formés entre le repère attaché à chaque niveau vertébral par rapport au référentiel du laboratoire. Ces angles reflètent l'inclinaison générale (ou rotation générale pour le plan horizontal) du tronc dans l'espace, leurs amplitudes à chaque niveau sont rapportées figure 3.5.

- *Plan frontal* : Les inclinaisons lors de la marche et la course présentent un profil d'amplitudes semblable, celles de la course étant généralement plus importantes dans les niveaux hauts et équivalentes dans les niveaux bas. On rappellera ici que dans l'analyse EMGs on observait que l'activité augmentait plus pour les niveaux haut lors du passage de la marche à la course. Les inclinaisons latérales dans les conditions vélo présentent un profil semblable à celui de la marche sauf au niveau

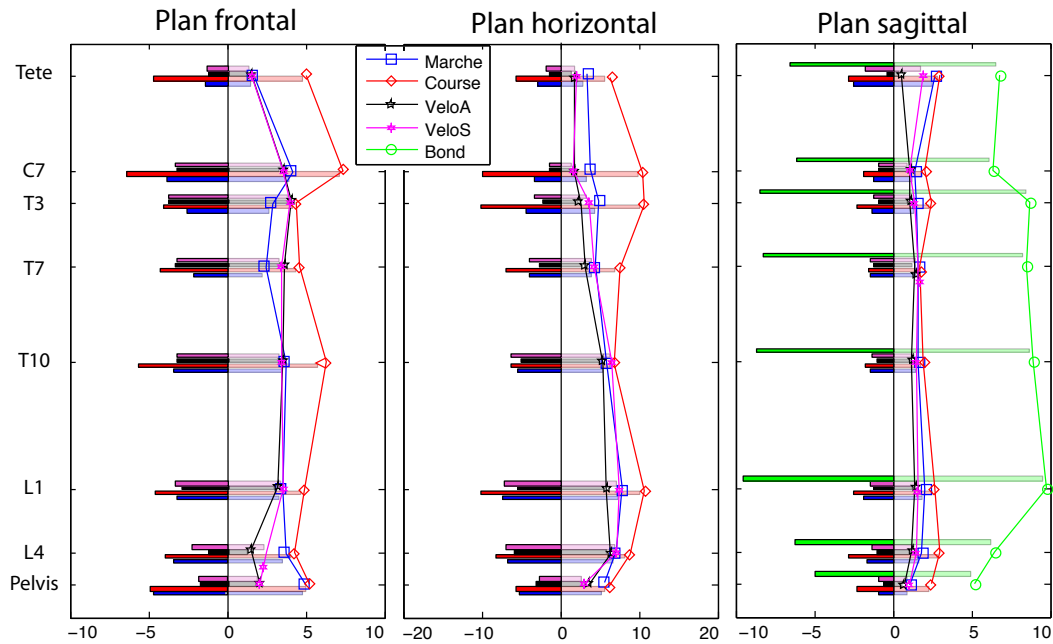


FIG. 3.5 – Amplitude des inclinaisons et rotations des différents segment du tronc dans l’espace dans les plans frontal, horizontal et sagittal pour les différents activités locomotrices étudiées.

thoracique (T7 et T3, peut être à cause de l’influence des bras) et au niveau du bassin, où le mouvement est moindre, probablement à cause de la selle.

- *Plan horizontal* : On observe que plus on s’élève dans le tronc, moins les rotations sont importantes sauf pour la course, où l’influence des bras en C7 et T3 se fait sentir en provoquant des rotations importantes.
- *Plan sagittal* : Les inclinaisons sont généralement plus faibles que dans les autres plans et vont croissant entre le vélo, la marche et la course. Le bond présente lui des inclinaisons plus importantes, ce qui est cohérent avec l’activité symétrique des ES et son rôle dans ce plan.

### Angles externes : évolution temporelle

Nous nous intéressons alors aux principaux événements temporels de ces activités cinématique. On considère comme dans le chapitre précédent (sur l’initiation) que les maximums d’angles correspondent aux inversions de la direction du mouvement en cours, nous rapportons donc les timings de ces maximums dans la figure 3.6, plan par plan, condition par condition.

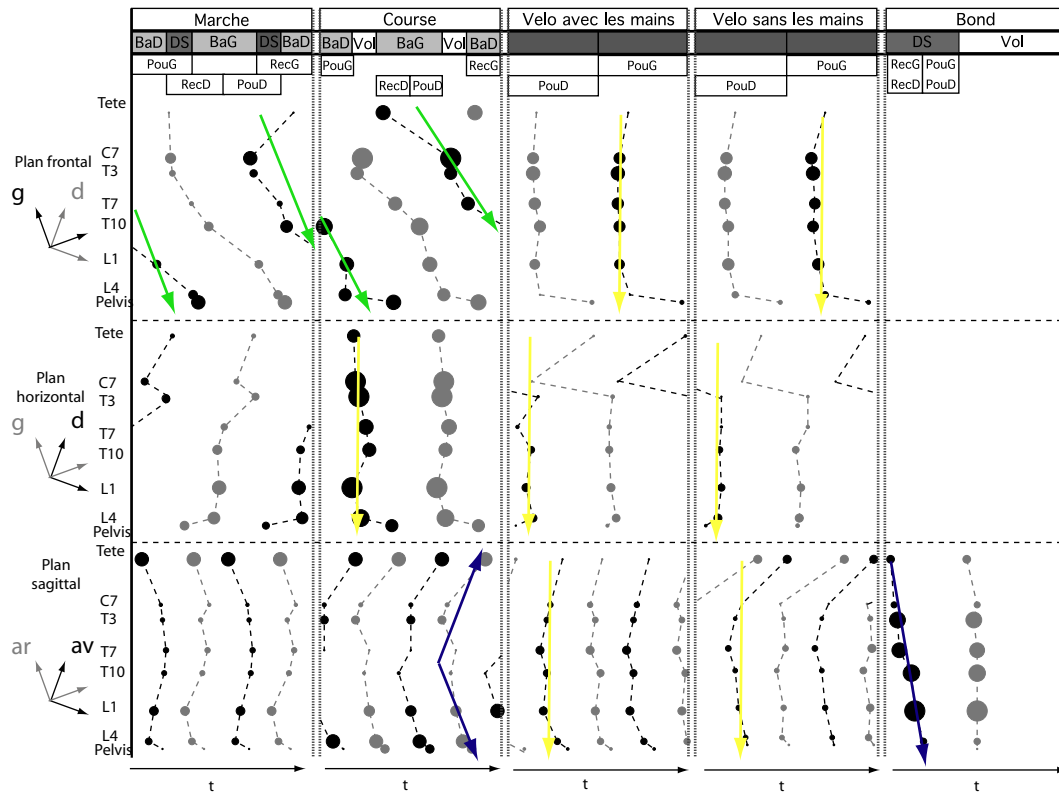


FIG. 3.6 – Position des maximums d’amplitude angulaire au cours du cycle dans les 3 plans et les différentes tâches considérées. Les minimums sont en gris et les maximums en noirs. Dans le plan frontal, le minimum correspond à une inclinaison à droite. Dans le plan horizontal, le minimum correspond à une rotation à gauche. Dans le plan sagittal, le minimum correspond à un inclinaison vers l’arrière. Les extremums angulaires sont ici schématisées pas des ronds dont la taille reflète l’amplitude angulaire normalisée par rapport à l’amplitude observée au même niveau lors de la marche à 5km/h. Les flèches représentent les propagations des activités cinématiques observées.

– *Plan frontal* : La marche et la course présentent des profils analogues, avec une propagation des inversions d’inclinaison de haut en bas qui aboutis à une opposition de phase entre le haut du tronc (les épaules) et le bassin, ceci ajouté à des amplitudes d’inclinaisons différentes suivant les segments, plaide pour une large utilisation des articulations du tronc dans ce plan pour permettre cette propagation. Au contraire, les changements de direction se font en bloc dans le cas du vélo et avec des amplitudes semblables à tous les niveaux, sauf pour le bassin, il semblerait donc que seule l’articulation entre ce dernier et le tronc soit vraiment sollicitée.

– *Plan horizontal* : On n’observe pas de propagation du mouvement comme dans



le plan frontal, si ce n'est éventuellement pour la marche, une propagation ascendante. Pour la course, la rotation semble synchronisée en temps mais on observe de grosses différences d'amplitudes notamment pour les segments médians (T7, T10), peut être les centres de rotation.

- *Plan sagittal* : Le tronc dans son ensemble présente deux oscillations par cycle au cours de la marche, de la course et du vélo. Il ne semble pas y avoir de propagation notable du mouvement dans ces cas, on notera cependant quelques différences d'amplitudes d'inclinaisons antéropostérieures, surtout pour la course. Il y a donc certainement des mouvements articulaires dans ce plan mais pas forcément très importants, sauf pour la course et le bond. Ce dernier présente une inclinaison qui se propage du haut vers le bas au moment où l'on incline le buste à l'atterrissage. Le redressement du tronc lors du décollage semble, lui, se faire en bloc.

### Angles internes : amplitudes

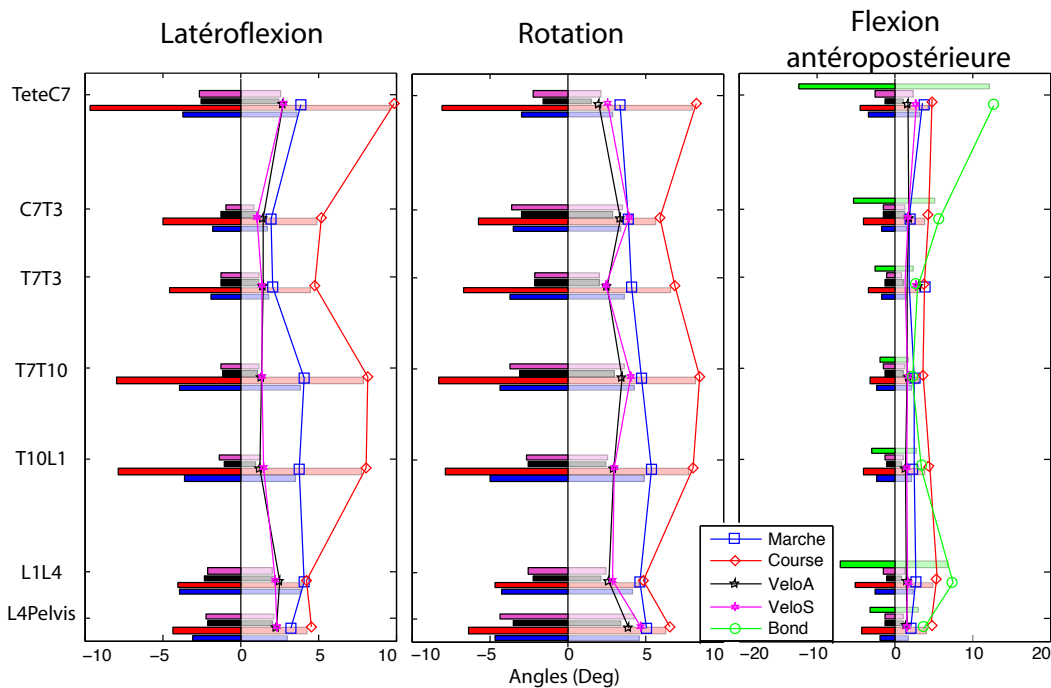


FIG. 3.7 – Amplitude des flexions et rotations de chaque segment du tronc par rapport au segment inférieur au sens de la latéoflexion, de la rotation et de la flexion antéropostérieure pour les différentes activités locomotrices étudiées.

Le fait que les changements d'inclinaisons (ou de rotations) ne soient pas simultanés à tous les niveaux et que leurs amplitudes ne soient pas égales entre les différents niveaux plaide pour l'existence de mouvements internes du tronc. Ces

“angles internes” peuvent être des latéroflexions (incurvation latérale du tronc), des rotations horizontales d’un segment par rapport au segment adjacent ou des flexion antéropostérieure (incurvation vers l’avant ou l’arrière).

Nous allons donc décrire, quand ils sont suffisamment importants, les mouvements calculés entre chaque niveau adjacent : TeteC7, C7T3, T3T7, T7T10, T10L1, L1L4, L4bassin. Les amplitudes des angles internes présentées figure 3.7, mises en relation avec les comportements en bloc (ou pas) décrits plus haut dans chaque plan, permettent de déterminer si les mouvements internes seront descriptibles dans chaque cas.

- *Latéroflexions* : Nous ne retiendrons que la marche et la course, pour le vélo les angles internes sont trop faibles pour être mesurés (fonctionnement en bloc).
- *Rotations internes* : Une nouvelle fois, les angulations sur le vélo sont faibles et peu descriptibles, la marche et la course feront seuls l’objet d’une description cinématique.
- *Flexions antéropostérieures* : Comme dans l’étude précédente, la marche semble provoquer des incurvations antéropostérieures, néanmoins, même avec l’utilisation des 3 marqueurs pas segment, les angles restent faibles et difficiles à décrire, de même que pour le vélo. Seule la cinématique de la course et du bond seront alors décrit.

### Angles internes : évolution temporelle

- *Latéroflexions* : On retrouve dans la marche et la course une propagation descendante. Cette activité est à mettre en relation avec l’activité EMG décrite dans ce chapitre et dans le chapitre précédent. On a une incurvation qui commence vers la droite après l’activation de ES du côté droit lors de la marche, segment par segment. Pour la course, l’activité EMG étant plus complexe, le parallèle est moins aisé. L’activité cinématique interne est généralement descendante, mais présente aussi des incurvations beaucoup plus importantes au niveau de la jonction thoracique bas lombaire (T7T10, T10L1), là où les EMGs sont les plus importants. On retrouve encore des similitudes avec le patron de marche, mais aussi des différences notables.
- *Rotations internes* : La description n’est pas aisée, on notera surtout que pour la marche et encore plus pour la course, les rotations internes les plus importantes se situent entre les segments T7 et L1 d’une part et entre le bassin et L4 d’autre part. Donc on peut supposer que les rotations sont concentrées dans ces zones, sans pouvoir mettre en évidence de propagations, et aboutissent à l’opposition des rotations épaules/bassin décrites pour la marche dans le chapitre précédent

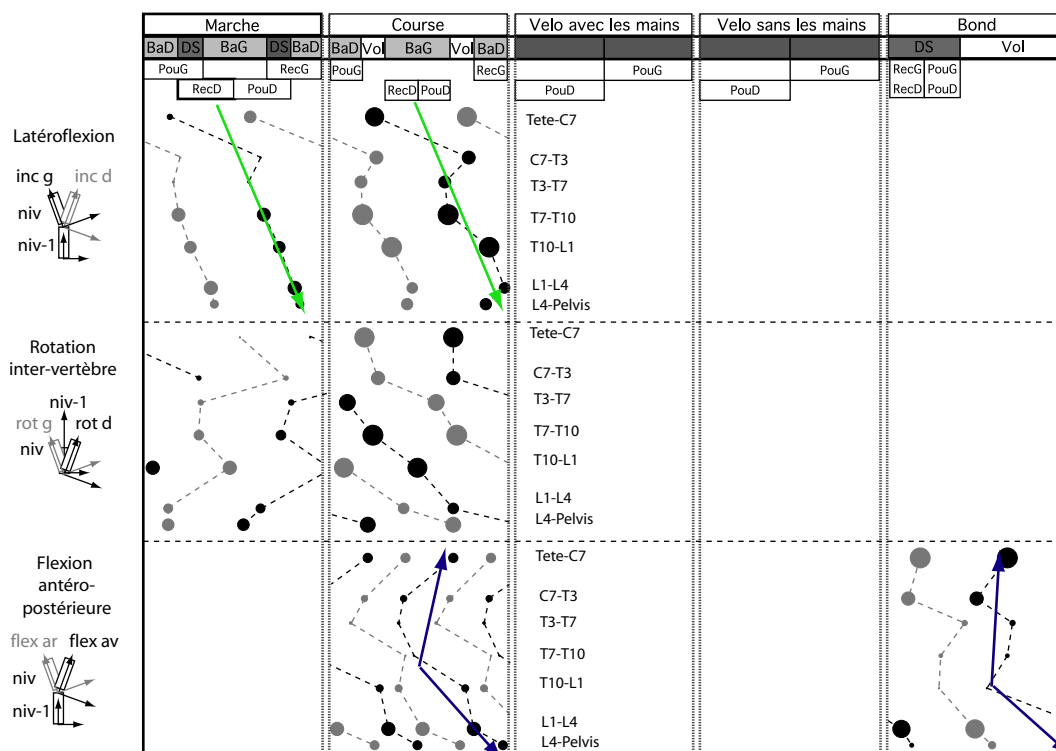


FIG. 3.8 – Position des maximums d’amplitude angulaire au cours du cycle dans les 3 rotations possibles : latéroflexion, rotation, flexion antéropostérieure. Les minimums sont en gris et les maximums en noirs. La latéroflexion, le minimum correspond à une flexion (incurvation) vers la droite entre le segment considéré et le segment inférieur. La rotation interne, le minimum correspond à une rotation vers la gauche par rapport au segment inférieur. La flexion antéropostérieure, le minimum correspond à une flexion vers l’arrière par rapport au segment inférieur. Les extremums angulaires sont ici schématisées pas des ronds dont la taille reflète l’amplitude angulaire normalisée par rapport à l’amplitude observée au même niveau lors de la marche à 5km/h. Les flèches représentent les propagations des activités cinématiques observées.

et dans certains articles (Thorstensson 1984) pour la course.

- *Flexions antéropostérieures* : On observe une certaine similitude des timings et des amplitudes relatives de chaque niveau entre la course et le bond. C'est comme si la gestion des accélérations/décélérations du tronc dans ce plan était gérée de façon similaire, ce que nous avons déjà évoqué à partir des EMGs.

### 3.2.4 Conclusion

Nous avons vu dans cette étude certaines similitudes et différences fondamentales entre les tâches étudiées. Les principales caractéristiques qui ont retenu notre attention sont les suivantes :

- La marche et le vélo présentent des amplitudes EMGs et cinématiques similaires à tous les niveaux mais pas de patron métachronal organisé pour le vélo. Quelques raisons peuvent être explorées : l'absence de décollement/poser du pied qui ne donnent plus le rythme, pas de réelle mise en jeu de l'équilibre du tronc. L'organisation du patron métachronal descendant jouerait alors un rôle dans l'équilibre du tronc, notamment l'équilibre latéral. L'activité des ES, toujours présente du côté de la jambe qui se lève servirait à passer le pas, indépendamment des nécessités de stabilisation latérale.
- La marche et la course semblent partager une organisation générale similaire sur la plupart des points, excepté dans la direction antéropostérieure. La présence de la phase de vol semble provoquer des accélérations/décélérations du tronc qui sollicitent nettement plus le contrôle des mouvements sagittaux.
- Ce dernier point est conforté par les similitudes course/bond dans le plan sagittal, tant dans la ressemblance des activités EMGs que dans la ressemblance des mouvements cinématiques dans le plan sagittal.

Il est alors possible de ramener ces résultats à l'existence d'un CPG du tronc, évoqué dans l'étude précédente (Partie 2 chapitre 2). Celui-ci, responsable du contrôle du tronc lors des activités locomotrices, devrait faire la part des choses entre aider le passage du pas en activant les ES alternativement d'un côté ou de l'autre, contrôler et rendre fluide les mouvements latéraux avec une activité métachronale descendante et contrôler les mouvements antéropostérieurs avec une activité importante des muscles de la partie thoracique basse. Sur ces derniers points, contrôler ne signifie pas restreindre, dans le bond notamment, le redressement du tronc au décollage peut servir à envoyer le bassin en avant pour allonger le bond.

**Contribution**

Dans cette étude nous avons observé de façon précise sur le même protocole l'activité cinématique et musculaire lors de quatre activités locomotrices rythmiques qui présentent des différences et des points communs. La quantité de données recueillies et les nouveaux paradigmes explorés rendent ardue l'analyse complète de tous les aspects intéressants de cette étude. Néanmoins, il semble que nous ayons mis en évidence certaines similitudes dans la façon dont le tronc est géré dans les différentes tâches suivant des contraintes semblables. Ce qui nous amène donc à considérer une structure de commande commune pour la génération de ces patrons. Ce type de structure existe et a été décrite abondamment dans la littérature tant en biologie, que plus récemment en robotique, il s'agit des CPGs.

## Conclusion de la partie 2

Dans cette partie, nous avons étudié les activités musculaires et cinématiques du tronc dans la locomotion lors de l'initiation de la marche, pendant la marche, durant la course, dans le cas du vélo et pour le bond.

Pour ce faire, deux séries de mesures ont été mises en place, avec chacune l'utilisation de méthodes spécifiques qui nous ont paru à même de rendre les résultats plus parlants. Ainsi, la première étude qui visait à comparer l'initiation de la marche et la marche a nécessité le développement d'une méthode originale de normalisation de la phase d'initiation et du cycle de marche. Dans cette étude, la marche sur sol plat a été choisie pour permettre l'utilisation de plateformes de force. La seconde étude qui visait quant à elle la comparaison systématique d'activités locomotrices rythmiques a repris en partie le protocole de la première étude en y ajoutant une précision supérieure dans l'étude cinématique par l'utilisation de trois marqueurs liés dans un plan à chaque niveau vertébral considéré. Ceci a été rendu possible par l'utilisation d'un tapis qui permet la réduction de l'espace de calibration et par la même une augmentation de la précision des mesures.

Dans cette partie nous avons recueilli les données de 18 sujets (9 dans la première étude et 9 dans la seconde), soit environ 234 essais au total. Le dépouillement et traitement des données cinématiques et dynamiques et leur analyse constituent en soi une base de données inédite concernant la locomotion humaine. De plus, mises bout à bout, ces deux études semblent conforter, d'un point de vue neurophysiologique, l'existence pour le tronc de structures spécialisées dans la gestion des activités rythmiques et notamment locomotrices. L'existence de ce type de structure, déjà suspecté pour les jambes et les bras chez l'homme, est appuyée pour le tronc par la ressemblance des patrons moteurs observés dans cette étude avec ceux observés dans d'autres études chez l'animal. Ainsi, l'activité de ces structures viserait à produire et reproduire cycle après cycle les patrons moteurs de base nécessaires à chaque étape de la locomotion, et ce en fonction du mode locomoteur choisi. Finalement on peut comparer cela à une montre dont tout le mécanisme s'articulerait autour des oscillations d'un simple quartz dans le but de faire avancer l'aiguille d'un pas de façon régulière. Cette activité préprogrammée permettrait alors d'éviter de recalculer chaque mouvement à chaque cycle et se concentrer sur la gestion des perturbations du mouvement normal.



## Troisième partie

# Représentation et suivi du mouvement du tronc pendant la locomotion





Dans la première et la seconde partie de cette thèse, nous avons détaillé quelques points qui semblent aller dans le sens de l'existence des CPGs chez l'homme, notamment pour le contrôle du tronc. Sur la base de l'existence de telles structures, nous avons donc exploré les possibilités de modélisation des coordinations intersegmentaires observées par l'intermédiaire de structures de type CPG.

L'étude des bases neurales de la coordination intersegmentaire a été faite chez de nombreux animaux et beaucoup de modèles théoriques ont été employés à cet effet, du modèle biophysique détaillé à des théories beaucoup plus abstraites telles que les chaînes d'oscillateurs. Les modèles biophysiques détaillés s'appuient notamment sur les modèles de neurones complexes qui génèrent des potentiels d'action (Hellgren et al., 1992; Traven et al., 1993). La plupart des modèles se concentrent sur la dynamique détaillée des circuits mais certains s'intéressent à une dynamique plus large pour par exemple générer des propagations d'activité dans le CPG de la lamproie (Hellgren et al., 1992; Wadden et al., 1997). D'autres études utilisent des modèles de neurones simplifiés (Buchanan, 1992; Ekeberg, 1993; Williams, 1992) afin d'étudier le comportement des activités rythmiques et la propriété des réseaux de petites structures. Enfin, certains modèles sont basés sur des descriptions mathématiques d'oscillateurs non linéaires couplés pour étudier le comportement d'une population neuronale (Cohen, 1987; Collins and Richmond, 1994; Ijspeert et al., 2007; Kopell et al., 1991). Ce type de réseau vise à comprendre les couplages entre les oscillateurs, comment les différentes fréquences intrinsèques affectent la synchronisation et les déphasages entre les populations d'oscillateurs. Dans l'ensemble des modèles animaux chez lesquels elle a été étudiée, la propagation métachronale est basée sur une chaîne d'oscillateurs reliés dans les deux directions à leurs plus proches voisins (Williams, 1992). Les propriétés de ces réseaux ont été modifiées d'un système à l'autre pour s'adapter aux données expérimentales connues de chaque espèce.

Plusieurs modèles neuromécaniques, c'est-à-dire couplant modèles de CPG et modèles biomécaniques ont été développés (Ekeberg, 1993; Ijspeert et al., 2005; Ijspeert, 2001; Taga et al., 1991; Williams, 1992). Ces modèles permettent, en plus de simuler l'effet de la commande générée par le CPG, d'intégrer les retours sensoriels sur l'activité du réseau neuronal et de se rapprocher davantage de la réalité. L'intérêt de modéliser les CPGs est de reproduire un comportement observé chez l'animal ou l'homme pour mieux comprendre son fonctionnement. Cette commande peut alors être exploitée pour inspirer le développement de contrôleurs artificiels. Parmi les modèles évoqués, les chaînes d'oscillateurs développées par Ijspeert ont tout spécialement retenu notre attention car les comportements modélisés du tronc de la salamandre présentent des points communs avec les activités métachronales observées chez l'homme.



# Chapitre 1

## Commande d'un CPG du tronc.

### 1.1 Le réseau d'oscillateurs

#### 1.1.1 Le modèle de la salamandre

Comme nous l'avons précisé dans l'introduction de cette partie, la modélisation de l'activité segmentaire de la salamandre par Ijspeert au moyen d'une chaîne d'oscillateurs a été une grande source d'inspiration pour définir un modèle d'activité chez l'homme. C'est un modèle semblable que nous avons utilisé et adapté à notre problématique. Mais d'abord, rendons à la salamandre ce qui lui appartient et détaillons un peu d'où vient le modèle.

Les études de modélisation sur la salamandre sont basées sur la proximité phylogénique et la ressemblance morphologique et cinématique de la nage avec la lamproie. Ainsi, ces études ont fait l'hypothèse que les réseaux locomoteurs axiaux de la lamproie ont été conservés avec toutefois une modification des réseaux au niveau des ceintures pelviennes et scapulaires afin d'inclure les membres dans le modèle non seulement lors de la nage mais aussi lors de la marche terrestre (Bem et al., 2003; Ijspeert et al., 2005; Ijspeert et al., 2007; Ijspeert, 2001). Peu d'information sur la structure cellulaire du réseau chez la salamandre sont disponibles, la plupart des données sont donc issues des connaissances obtenues sur la lamproie. L'enjeu est alors de modéliser les deux modes de locomotion, la nage lors de laquelle les membres de l'animal viennent se rabattre le long de son corps pour produire une sortie motrice de type anguilliforme et la marche nécessitant la mise en action des membres. Un modèle récent a permis de simuler ce comportement par la réalisation d'un robot (Fig 1.1). Le réseau est basé sur une chaîne d'oscillateurs (16) bilatéralement distribués qui contrôlent les coordinations axiales et de 4 oscillateurs, chacun contrôlant un membre. Les oscillateurs des membres "forcent" l'ensemble du

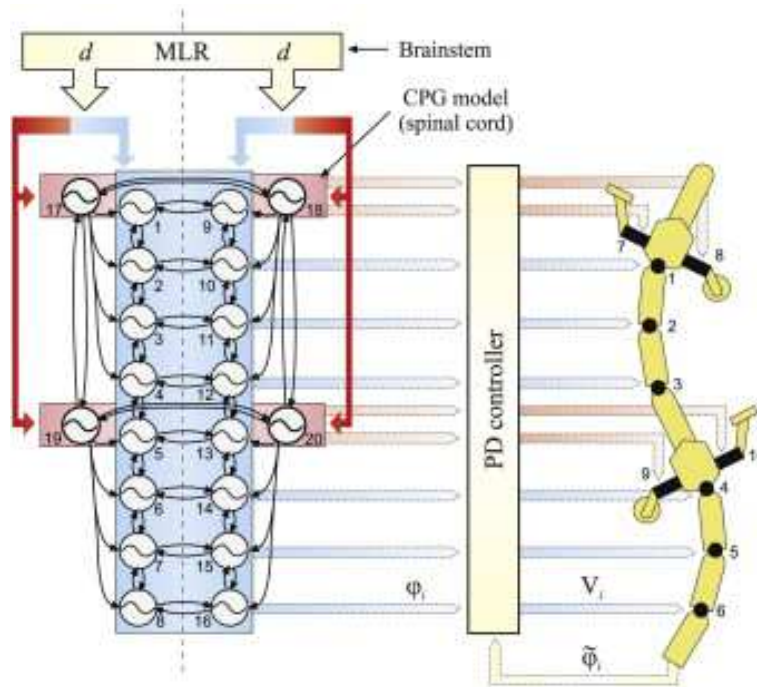


FIG. 1.1 – À gauche le modèle de CPG utilisé pour contrôler le robot salamandre à droite par l'intermédiaire d'un simple PID (D'après Ijspeert et al., 2007).

réseau afin de produire un patron de marche. Pour respecter ces données, l'hypothèse a été faite que la force de couplage des oscillateurs des membres vers ceux du corps est plus forte que celle entre les oscillateurs segmentaires. Afin de respecter le fait que la faible stimulation du CPG produit un patron de marche, alors qu'à de plus hautes fréquences, un patron de nage est produit, les oscillateurs des membres ont été ajustés avec une fréquence intrinsèque ("fréquence maximale" au-dessus de laquelle l'activité s'arrête) plus faible que celle de ceux du tronc. Ce modèle permet donc de modéliser le comportement locomoteur de la salamandre en se basant sur la préservation phylogénétique des réseaux neuronaux spinaux axiaux.

### 1.1.2 Fonctionnement du réseau d'oscillateurs

Dans le paragraphe précédent, nous avons introduit un certain nombre de concepts liés au fonctionnement du réseau d'oscillateur choisi. Nous allons donc reprendre les choses dans l'ordre. Le comportement de chaque oscillateur est gouverné par un système d'équations :

$$\begin{cases} \dot{\theta}_i = 2\pi\nu_i u + \sum_j \omega_{ij} \sin(\theta_j - \theta_i - \Phi_{ij}) \\ \ddot{r}_i = a_i \left( \frac{a_i}{4} (R_i - r_i) - \dot{r}_i \right) \\ \dot{x}_i = r_i u (1 + \cos(\theta_i)) \end{cases}$$

Nous allons donc détailler chacun des paramètres de ces équations pour comprendre le fonctionnement des oscillateurs :

- $\nu_i$  : fréquence intrinsèque de l'oscillateur, nous l'avons fixée dans notre étude à 1Hz. Sans rentrer dans le débat philosophique du fondement du découpage du temps en seconde, 1 seconde est une période très présente chez l'homme dans un certain nombre d'activités, dont la locomotion comme nous l'avons vu dans nos études de la partie II.
- $\omega_{ij}$  : poids du couplage entre l'oscillateur  $i$  considéré et chaque oscillateur  $j$  auquel il est lié.
- $\Phi_{ij}$  : valeur du déphasage entre l'oscillateur  $i$  considéré et chaque oscillateur  $j$  auquel il est lié.
- $\theta_i$  : c'est la phase de l'oscillateur, elle dépend de la fréquence intrinsèque  $\nu_i$ , de la commande du système nerveux central  $u$  et de la phase  $\theta_j$  de chacun des autres oscillateurs auxquels il est lié (chaque lien dépendant du poids  $\omega_{ij}$  et du déphasage  $\Phi_{ij}$ ).
- $R_i$  : amplitude intrinsèque de la sortie de l'oscillateur. Le fond de notre étude étant plutôt les synchronisations verticales et latérales des niveaux du tronc, nous avons fixé cette valeur à 1 par défaut.

Les variables de ces équations sont alors :

- $u$  : commande du système, elle représente la commande volontaire du système nerveux central qui fixe la fréquence d'activation désirée des oscillateurs du système. Dans un premier temps, cette commande servira uniquement à augmenter ou diminuer la fréquence des cycles d'oscillations.
- $r_i$  : valeur au cours du temps de l'amplitude de sortie de l'oscillateur, la convergence de celle-ci vers l'amplitude intrinsèque est assuré par le paramètre  $a_i$ .
- $x_i$  : c'est la sortie de l'oscillateur, fonction de la phase  $\theta_i$  et de l'amplitude  $r_i$ .

Finalement, pour régler ce type de réseau, d'une part on peut jouer sur les paramètres de déphasage  $\Phi_{ij}$  et de poids  $\omega_{ij}$  pour définir quelles vont être les relations de phase droite/gauche, haut/bas, bras/jambes... D'autre part, on peut jouer sur la commande pour accélérer/réduire la fréquence des cycles et éventuellement l'amplitude de sortie.

Le modèle de CPG est alors constitué d'un réseau d'oscillateurs détaillé figure 1.2. On a placé un oscillateur pour chaque membre et dix oscillateurs répartis bilatéralement pour le tronc. Pour le tronc, chaque oscillateur est lié au segment supérieur, inférieur et contralatéral et peut être lié aux membres (bras ou jambe). Chaque membre est lié au membre ipsilatéral et contralatéral et peut être lié au tronc. Le tout est chapeauté par une commande dédiée.

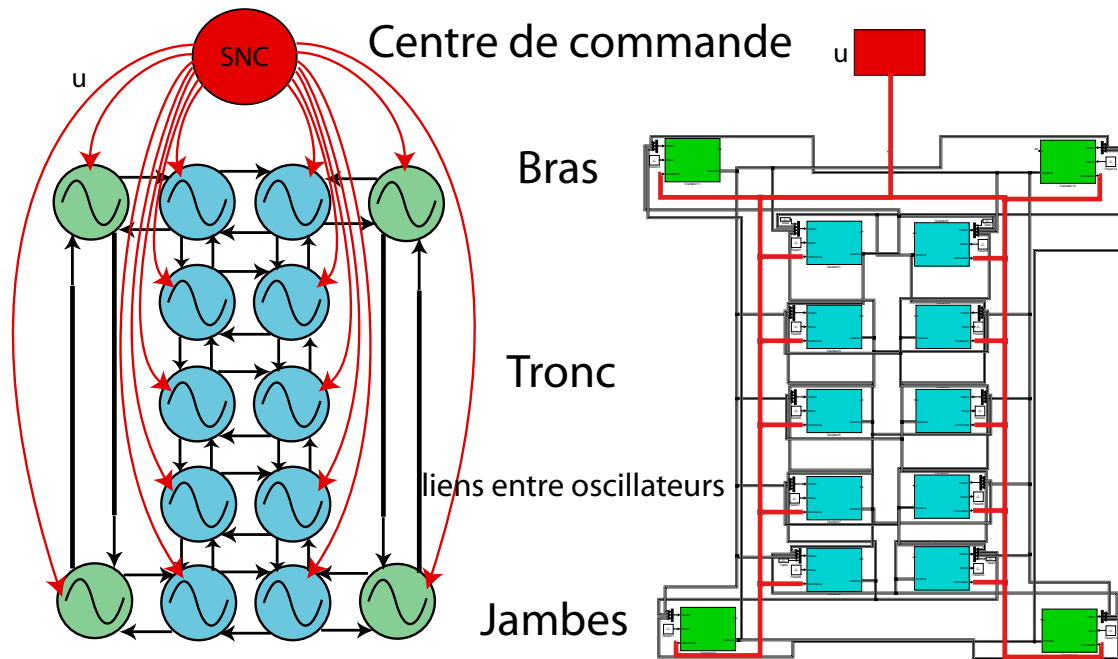


FIG. 1.2 – À gauche représentation graphique du réseau d'oscillateurs avec les différents liens inter-oscillateurs et la commande. À droite le schéma d'implantation sous Simulink

### 1.1.3 Adaptation à différents modes de locomotion

Maintenant que le réseau d'oscillateurs a été choisi et les liens définis, nous allons chercher à lui faire exprimer les différents types de synchronisations décrites dans la partie 2. Nous avons choisi de lui faire exprimer les patrons de synchronisation suivants :

- *La marche* : activité descendante et alternée droite/gauche pour le tronc. Chaque bras est en phase avec la jambe contralatérale et en opposition de phase avec l'autre bras.
- *La course* : activité alternée droite/gauche, qui débute au milieu et se propage vers le haut et le bas pour le tronc. Chaque bras est en phase avec la jambe contralatérale et en opposition de phase avec l'autre bras.
- *Le bond* : activité synchronisée droite/gauche, qui débute au milieu et se propage vers le haut et le bas pour le tronc. Chaque bras est en phase avec l'autre et en opposition de phase avec les jambes.

Pour passer d'un mode à un autre, nous avons utilisé l'observation faite dans la partie II que les différents modes de locomotion ne se trouvaient pas dans les mêmes

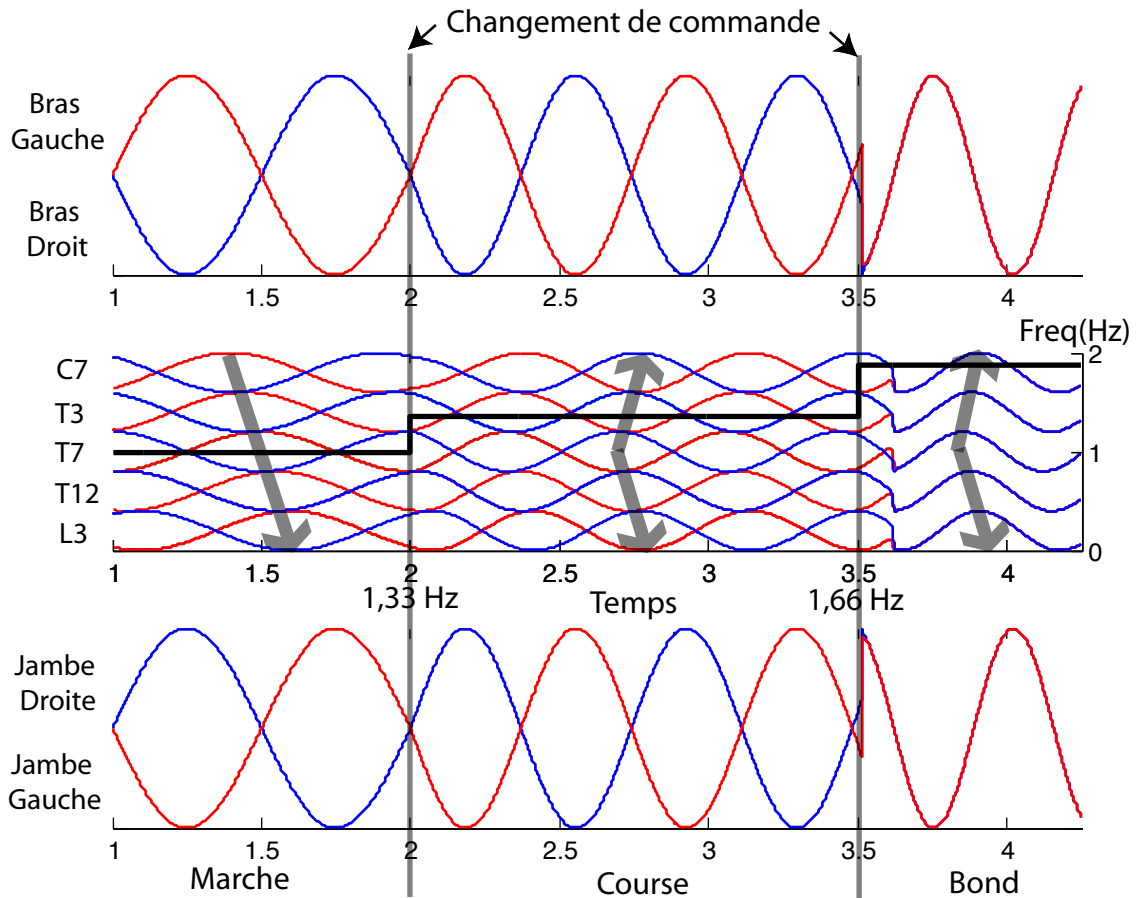


FIG. 1.3 – Représentations obtenues, lors de la transition marche/course/bond, des synchronisations des activités des bras, tronc et jambes avec le réseau d'oscillateur.

gamme de fréquence de cycle. Ainsi, comme la fréquence de sortie de chaque oscillateur dépend de la commande, les synchronisations entre les oscillateurs vont être changées lors du franchissement d'une fréquence palier. Nous avons défini une fréquence de transition marche/course à 1.33 Hz et le bond à une fréquence de 1.66 Hz. Lorsque ces fréquences sont atteintes, les paramètres de déphasage entre chaque oscillateur sont modifiés pour faire exprimer au réseau les synchronisations voulues. On observe le résultat pour une transition marche/course/bond sur la figure 1.3. La propagation métachronale descendante alternée droite/gauche laisse place de façon douce à une synchronisation ascendante/descendante partant du milieu pour la course. La mise en place du bond est moins rapide à cause du passage de la synchronisation droite/gauche d'un mode en opposition de phase à un mode en phase. Néanmoins, même dans la réalité, il est probable qu'un passage course/bond ne se fasse pas facilement sur un seul cycle.



## 1.2 Asservissement du réseau d'oscillateurs à un signal externe avec une boucle de phase

Maintenant que nous avons exploré les possibilités offertes par un contrôle direct du réseau, tel que pourrait le faire le système nerveux central en donnant des ordres tels que “plus vite”, “cours”... Nous nous sommes intéressés à un autre aspect de la commande qui est l'intégration d'un retour sur l'état du système, une sorte de réflexe en somme.

### 1.2.1 Principe de double contrôle : volontaire et automatique

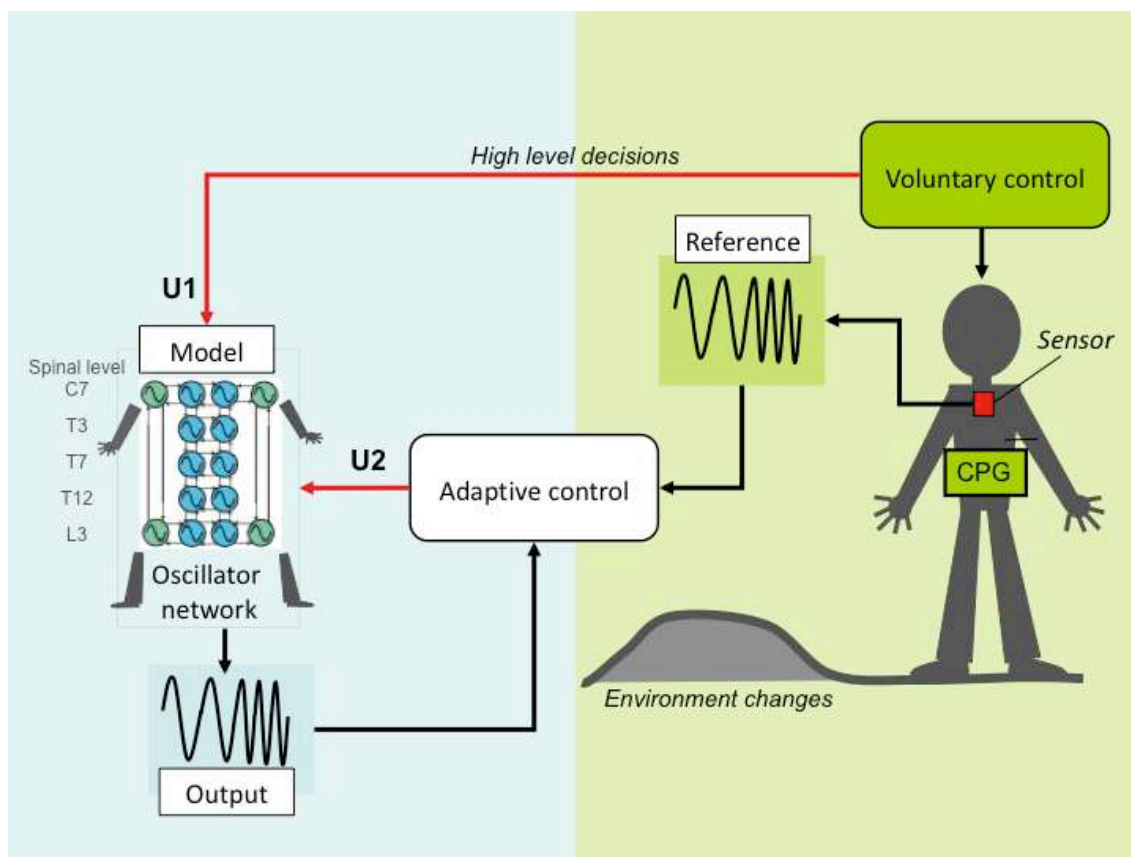


FIG. 1.4 – Mise en évidence de la double commande avec à droite la partie réelle avec la commande volontaire et le signal capteur et à gauche la partie modèle d'activité.

La prise en compte des retours sensoriels lors de la marche peut être importante, par exemple dans les changements de pentes. Ainsi, si la commande volontaire dit “marche” mais que le sol monte ou descend, la durée du cycle (voire le mode de

locomotion) doit alors être modifié de façon automatique (Fig 1.4). Cette adaptation automatique du cycle doit alors être gérée par une commande annexe. Pour synthétiser cela, le contrôle a été divisé en deux parties (Fig 1.4) :

- La contrôle volontaire : c'est celui qui décide des changements de mode, de vitesse.
- La contrôle automatique : c'est celui qui permet au système de s'adapter aux changements dus à l'environnement.

Le contrôle résultant est le produit des deux commandes détaillées, ainsi il est impossible d'activer le système sans volonté de le faire ou sans retour de l'environnement. Nous l'avons vu dans la partie II, le tronc présente un mouvement régulier lors de la locomotion, un signal périodique issu du tronc semble donc indiqué comme signal de référence. Nous voulions en outre un capteur "portable" qui rende compte du mouvement, ce qui excluait un système optoélectronique, mais correspondait à un capteur de type centrale inertielle. Nous avons donc choisi l'accélération récupérée par une centrale inertielle située sur le sternum comme signal de référence

### 1.2.2 Utilisation d'une boucle de phase (phase locked loop ou PLL)

Vouloir asservir des oscillateurs de telle façon à ce qu'ils se synchronisent à un signal tiers à un nom : c'est un asservissement en phase. En électronique notamment, un moyen de réaliser cette synchronisation est d'utiliser une boucle de phase (phase locked loop en anglais, PLL). C'est donc la première approche que nous avons utilisée.

### 1.2.3 Mesures capteurs

Pour réaliser cet asservissement nous avons besoin d'un signal capteur qui va être notre signal de référence pour synchroniser le reste du système. Dans un premier temps, nous avons choisi l'accélération verticale du tronc. Pour obtenir cette accélération nous avons utilisé les centrales inertielles décrites dans le chapitre de méthodes. Les accélérations ont été enregistrées pour des essais de marche normale et pour des montées/descentes d'escalier pour simuler les changements de pente de façon perceptibles.

### 1.2.4 Principe de la PLL

Le principe de l'asservissement avec la PLL est le suivant (Fig 1.5) :

- On choisit un ou plusieurs événements sur le signal de référence (ici l'accélération du tronc) et on fait de même pour le signal à asservir. Dans un premier temps nous

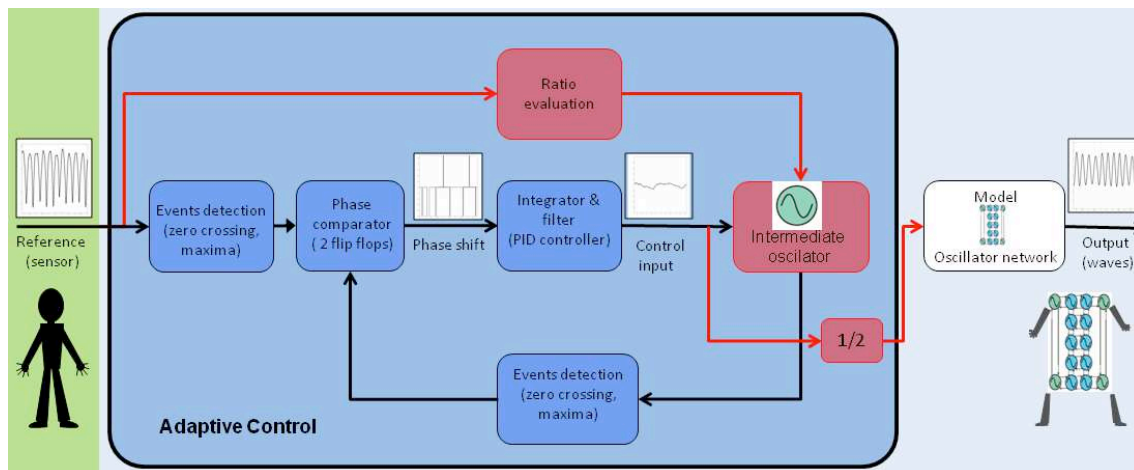


FIG. 1.5 – Description de la chaîne de contrôle automatique du réseau d’oscillateur de la récupération du signal capteur à la génération du signal d’asservissement en phase.

avons choisi les passages par zéro du signal de référence (l’accélération verticale du tronc) et des signaux de nos oscillateurs (ceux du modèles de CPG).

- On mesure le temps de retard ou d’avance par rapport au signal de référence. Cette comparaison de la phase de chaque signal est réalisée par un comparateur de phase constitué de deux bascules flip flops.
- Le temps de retard/avance est alors intégré au moyen d’un contrôleur de type PID (régulateur Proportionnel Intégrale, Dérivé). C’est la sortie de ce contrôleur qui sert alors de commande au système.

Pour le bon fonctionnement de notre asservissement, nous avons en outre ajouté deux fonctions dans notre PLL :

- Un oscillateur intermédiaire : l’accélération verticale du tronc présente deux oscillations par cycle. Nous voulions que notre CPG oscille une fois par cycle. Nous avons donc utilisé un oscillateur intermédiaire dont la fréquence d’oscillation serait divisée par deux pour commander le réseau d’oscillateurs.
- Une évaluation du rapport cycle (ratio) du signal de référence : l’accélération verticale du tronc ne présente pas une oscillation symétrique lors de la marche. Le signal présente donc un rapport cyclique qui en plus varie, notamment lorsque l’on passe à de la montée/descente. Pour pouvoir nous servir des passages par 0 comme événements nous avons donc dû adapter la commande finale en fonction du ratio du signal de référence pour faire comme si l’oscillation était symétrique (Fig 1.5).

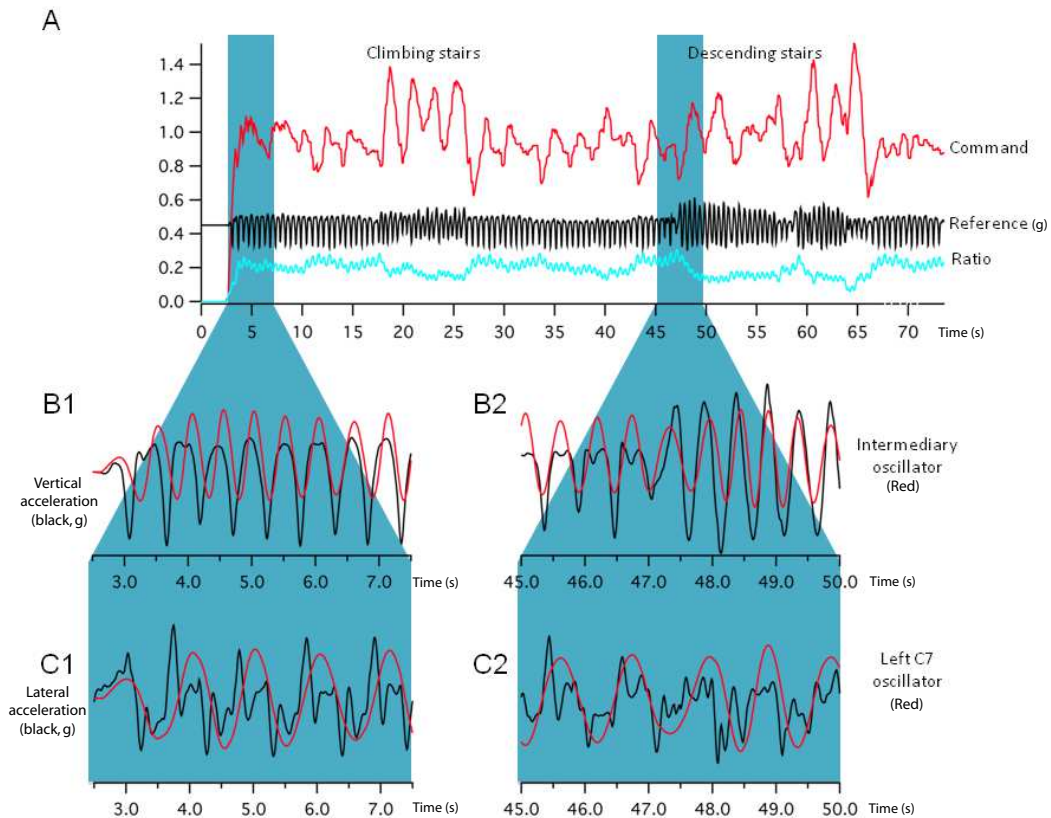


FIG. 1.6 – A) En noir, le signal de référence issu de l'accélération verticale du tronc lors de la marche et la montée/descente d'escalier. En bleu, le rapport cyclique de l'accélération verticale. En rouge, la commande résultante. B) Zoom sur la synchronisation du signal de référence et de l'oscillateur intermédiaire lors de l'initiation de la marche et lors d'une transition marche/descente d'escalier. C) Zoom sur la synchronisation de l'accélération latérale du tronc et d'un oscillateur représentant l'activité de C7 lors de l'initiation de la marche et lors d'une transition marche/descente d'escalier.

### 1.2.5 Résultat de l'asservissement

À partir de l'accélération verticale de la centrale inertielle lors des essais de marche et montée/descente d'escalier nous avons défini le signal de référence suivant (Fig 1.6) : initiation marche (30 pas), montée (18 pas), marche (38 pas), descente (14 pas), marche (4 pas), descente (12 pas), marche. La commande est alors générée grâce à la PLL décrite précédemment en utilisant le ratio (Fig 1.6). On peut alors voir que lors des montées/descentes d'escalier, la commande augmente, ce qui veut dire que la fréquence des pas augmente. Cette augmentation de fréquence pour la montée aussi bien que pour la descente est cohérente avec la littérature (Prentice 2003). On voit en outre l'utilité du facteur de ratio puisque le rapport cyclique

change aussi entre la marche et les escaliers. Pour ce qui est de la synchronisation proprement dite, elle fonctionne, le signal de référence et celui des oscillateurs sont en phase (Fig 1.6).

Nous pouvons observer en outre que la synchronisation de l’oscillateur intermédiaire se met en place en 6 pas lors de l’initiation de la marche et en 2 pas lors d’un changement brusque comme la montée ou la descente d’escalier (Fig 1.6). Pour comparer la phase du réseau d’oscillateurs à celle du capteur, nous avons utilisé l’accélération latérale qui, elle, oscille une seule fois par cycle (Fig 1.6), et nous pouvons voir que la synchronisation se met en place de façon analogue à celle de l’oscillateur intermédiaire.

L’utilisation d’une PLL présente néanmoins des défauts majeurs, principalement dus au fait qu’il faut mesurer le déphasage à partir des temps de retard/avance, induisant ainsi un ralentissement de la commande. Ceci est particulièrement flagrant lors de l’initiation de la marche où la synchronisation est lente. De plus, bien que cela ne soit pas arrivé dans l’exemple proposé, le système n’est pas capable par lui même de se re-synchroniser en cas d’événements imprévus sur le signal de référence. En effet, le comparateur de phase n’a aucun moyen de décider ou non de prendre un compte un événement, et donc risque de générer une commande pour un déphasage inexistant. Le système peut alors se retrouver opposition de phase par rapport au mouvement. Cette absence de connaissance instant par instant de la phase du système est critique dans la gestion des perturbations.

### **Contribution**

Dans ce chapitre, nous avons, dans un premier temps, défini un réseau d’oscillateurs capable de reproduire les différentes synchronisations des segments du tronc, des bras et des jambes lors des différentes tâches locomotrices observées dans la deuxième partie de la thèse. Nous avons, dans un deuxième temps, exploré la possibilité de cumuler contrôle volontaire et contrôle automatique en asservissant le réseau d’oscillateurs à l’accélération verticale du tronc pendant la marche. Le type de commande utilisée réussit de façon simple à synchroniser le système à un signal extérieur. Cependant, un certain nombre de défauts sont apparus avec l’utilisation d’une telle commande : la synchronisation initiale est trop lente et le suivi de la phase réelle du signal est trop grossier. Néanmoins, en fonction de l’application, cela peut suffire. Ainsi, s’il s’agit de piloter un avatar en réalité virtuelle, cette commande peut être adaptée car elle est simple et légère. Dans des cas plus sensibles comme la robotique ou la prothétique, la sécurité est un paramètre crucial et ne laisse pas de place à l’approximatif.

## Chapitre 2

# Détection de l'initiation de la marche grâce à l'observation du tronc.

### 2.1 Introduction

Dans le chapitre précédent, nous avons vu que parmi les défauts de la commande du réseau d'oscillateurs par une PLL, il y avait un retard dans la détection de l'initiation du mouvement. Pour combler ce retard, il est intéressant d'anticiper, ou tout du moins de détecter au plus vite l'initiation de la marche pour permettre au système de se mettre en marche dès que possible. La détection d'intention, notamment pour les mouvements, a fait de gros progrès dans les dernières années. La mesure corticale directe est notamment explorée avec des résultats assez avancés pour le contrôle du bras par exemple (Velliste et al., 2008). Des électrodes sont implantées directement dans le cortex et, après un entraînement du sujet et du système, il est possible pour le sujet d'attraper des objets en dirigeant un bras mécanique "par la pensée". Une autre méthode, aussi explorée pour les prothèses de bras, vise à enregistrer localement l'activité musculaire et nerveuse résiduelle au plus près du membre lésé. Les patrons correspondant aux différentes actions sont alors identifiés puis reproduits par la prothèse (Kuiken et al., 2009; Miller et al., 2008). La même équipe a aussi exploré un type de contrôle analogue pour la locomotion chez les amputés transfémoraux (Huang et al., 2009). À partir d'EMGs de surface au niveau des jambes, il est alors possible de détecter différents modes de locomotion suivant la trajectoire et le sol. Ces deux possibilités, bien que séduisantes, ne sont pas nécessairement faciles à mettre en oeuvre dans le cadre de la locomotion. De plus, si elles permettent de détecter la commande, elles ne donnent pas d'information sur la position du système

qui doit alors être observé au moyen de capteurs supplémentaires. Il peut alors être intéressant d'utiliser plutôt un capteur du mouvement que l'on veut détecter qui certes, donnera la commande volontaire avec un peu de retard, mais qui renseignera en même temps sur l'état du système. Cette dernière solution présente aussi l'avantage d'être plus simple à mettre en oeuvre. Comme nous l'avons vu dans la partie II le tronc joue un rôle important dans la locomotion en assurant le maintien de l'équilibre, latéral notamment, le stockage de l'énergie potentielle et un rôle de base inertielle pour l'organisation du mouvement. Le tronc a donc un impact décisif sur la posture et la marche et possède en outre la versatilité suffisante pour accomplir une large palette de mouvements. Ainsi, pour le lever de chaise, il a été montré que l'accélération antéropostérieure du tronc pouvait être utilisée pour déclencher la stimulation des muscles des jambes au moment opportun (Héliot, 2007). D'autres auteurs se sont attachés à obtenir des informations sur le cycle de marche à partir de l'accélération verticale du tronc (Moe-Nilssen and Helbostad, 2004), mais pas lors de la phase spécifique d'initiation. Ainsi, la détection de l'initiation grâce à un accéléromètre placé sur le tronc s'inscrirait naturellement entre les deux études sus citées.

## 2.2 Choix de l'emplacement du capteur

Grâce aux mesures effectuées sur l'initiation de la marche et décrites dans la partie précédente, nous disposons des trajectoires dans l'espace de différents points le long du tronc lors de l'initiation de la marche. En dérivant deux fois et en filtrant les trajectoires, il a alors été possible d'obtenir les accélérations correspondantes aux différents niveaux. Le filtrage tel qu'il a été réalisé n'introduisait pas de retard sur le signal (filtrage centré) pour permettre la comparaison avec les plates-formes de force et donc la détection synchronisée du décollement du pied. Les accélérations obtenues aux différents niveaux ne présentaient pas de différences fondamentales de formes dans les signaux. Toutefois dans une étude préliminaire nous avons vu qu'un accéléromètre situé en thoracique était moins bruité qu'en lombaire, nous avons décidé d'utiliser l'accélération au niveau du sternum. Il restait alors à déterminer quelle direction d'accélération était la plus propice à détecter l'initiation de façon anticipée.

Après observation des accélérations comparées aux signaux des plateformes de force (Fig 2.1), la direction médio-latérale semblait la plus prometteuse avec une activité caractéristique et précoce (zone grisée). Les algorithmes de détection ont alors été développés et testés sous Matlab (Matlab, USA).

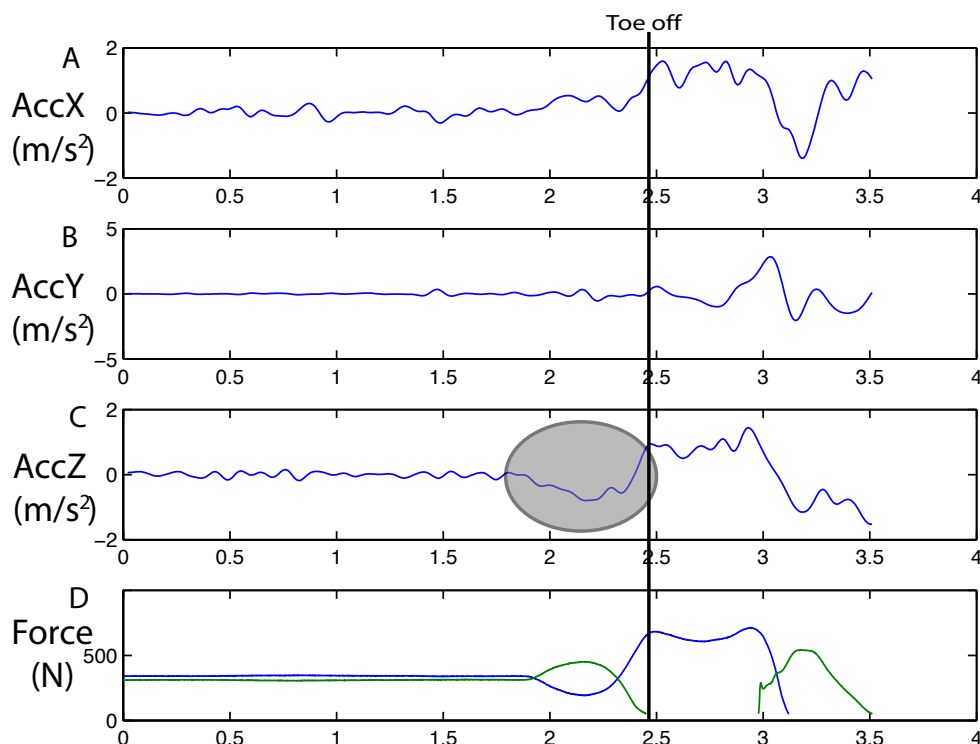


FIG. 2.1 – Exemple de données enregistrées pour un essai. A,B,C) Accélération du tronc ( $m/s^{-2}$ ) lors de l'initiation de la marche respectivement dans la direction antéro-postérieure (positif=avant), verticale (positif=haut) et medio-latérale (positif=droit). La zone grisée est la référence qui va nous permettre de détecter l'initiation. D, Force verticale (Newton) sous chaque pied, la première jambe en balancement est la droite)

Pour finaliser l'étude, nous avons utilisé des centrales inertielles (Microstrain, USA) pour enregistrer l'accélération latérale du tronc au niveau thoracique (sternum) et sur le pied (fréquence d'acquisition de 60Hz). Dans cette partie de l'étude, 4 sujets ont été enregistrés. Il leur était demandé de marcher pendant 10 s, donc une initiation de marche et quelques pas pour chaque essai. Les décollements du pied ont été déduits des accélérations verticales du pied, ils correspondent aux maximums locaux consécutifs à un long plateau (correspondant à la phase de support) tel que décrit dans (Jasiewicz 2006). Il était alors possible de comparer décollements réels et décollements détectés par la méthode proposée (à partir de l'accéléromètre du tronc).



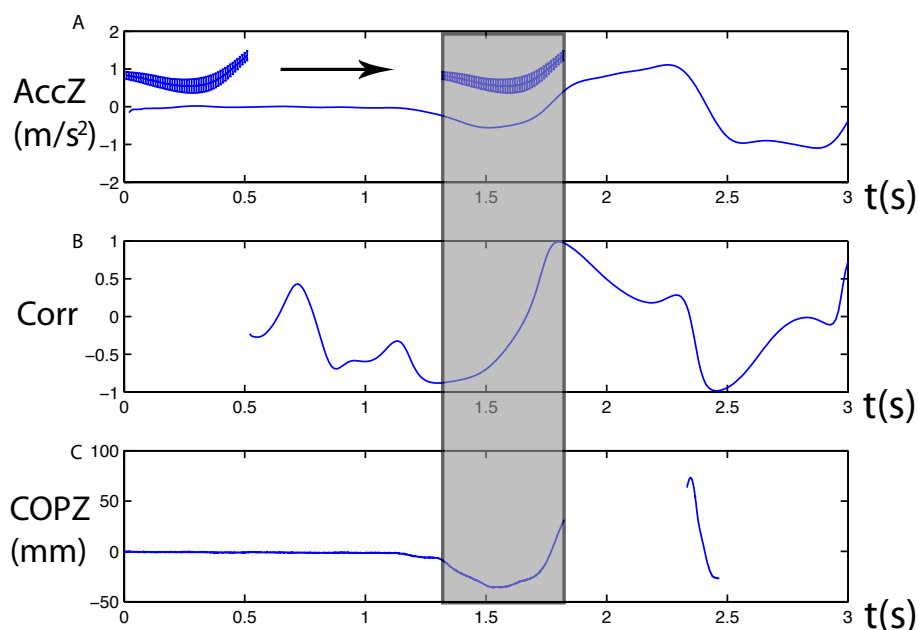


FIG. 2.2 – A) La courbe représente l'accélération médio-latérale ( $m/s^{-2}$ ) pour un essai. Les courbes  $\pm$  SD représentent le patron de référence utilisé pour la corrélation. B) Valeur de la corrélation au cours du temps. C) Position latérale du centre de pression (mm) lorsque les deux pieds sont au sol, l'absence de point représente le balancement.

## 2.3 Algorithme de détection

Le fonctionnement de l'algorithme est décrit graphiquement dans la Figure 2.2. Tout d'abord, il faut générer un signal de référence reproduisant le patron d'activité évoqué dans la section précédente et qui anticipe le décollement du pied. Pour cela, nous avons pris les 50 ms des signaux d'accélération médio-latérale précédant le décollement du pied (zone grisée) et nous les avons moyennés pour extraire le patron générique (courbes  $\pm$  SD, en trait épais sur la figure). Lors de la détection proprement dite, les 50 dernières ms du signal testé sont comparées avec le signal de référence en utilisant une corrélation. Lorsque la corrélation atteint un maximum local au-dessus d'un certain niveau (0,95), l'algorithme détecte un décollement du pied. Les décollements du pied détectés et réels sont alors comparés.

## 2.4 Validation

### 2.4.1 Données optoélectroniques

Avec tous les sujets enregistrés lors de la série de mesures d'initiation de la marche (partie II) nous disposons d'environ 100 essais. Pour valider l'algorithme nous avons appliqué la méthode en considérant deux conditions :

- Une inter-sujet où l'on considère l'ensemble des essais de tous les sujets ; une référence commune est alors générée pour l'ensemble des sujets.
- Une intra-sujet où les essais considérés sont ceux d'un même sujet, la référence étant alors générée pour le sujet considéré.

Dans chaque cas la référence est générée à partir de la moitié des essais considérés et l'algorithme est testé sur l'autre moitié.

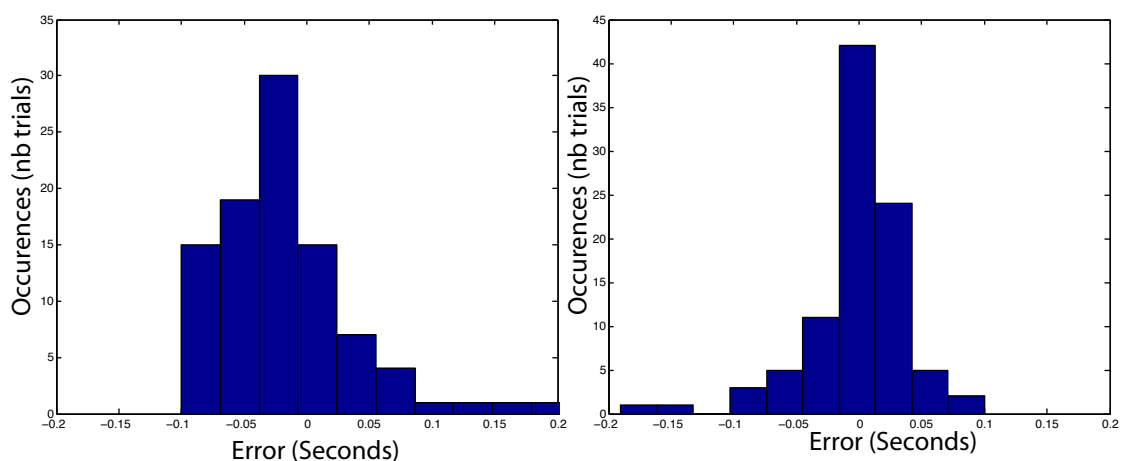


FIG. 2.3 – Répartition de l'erreur de détection dans le cas où tous les sujets sont considérés ensembles (gauche) et dans le cas où chaque sujet est sa propre référence (droite).

Dans la condition où tous les sujets sont réunis en un ensemble, l'erreur de détection est inférieure à 0,1s (dans 95 % des cas, Fig 2.3) et l'erreur moyenne est de  $-0.017 \pm 0,05s$ . On peut aussi noter sur l'histogramme que la répartition de l'erreur est en faveur d'une détection anticipée avec un pic aux alentours de -0,02 s. Dans le cas où chaque sujet est traité individuellement (chacun est sa propre référence), l'erreur diminue drastiquement. Elle est inférieure à 0,1 s (98 % des cas, Fig 2.3) et l'erreur moyenne est de  $5 \times 10^{-4} \pm 0,03s$ . Dans ce cas, a répartition de l'erreur est plus centrée. On a donc une meilleure détection si la référence est adaptée au sujet.

## 2.4.2 Données des centrales inertielles

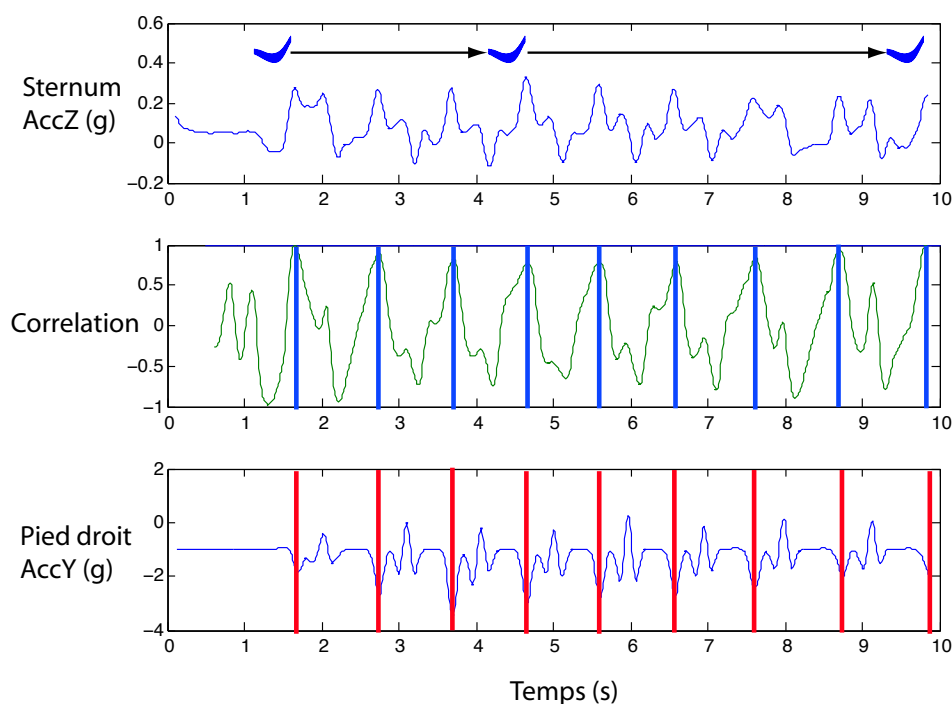


FIG. 2.4 – Application de l'algorithme de détection sur l'accélération latérale du sternum (haut) lors de l'initiation de la marche et lors de la marche. Les barres sur la courbe de corrélation (milieu) représentent les maximums de corrélation détectés. Les barres sur l'accélération verticale du pied (bas) représentent les décollément du pied, soit les maxima locaux après un plateau (Jasiewicz).

Pour valider les résultats obtenus, nous avons voulu tester l'algorithme avec un accéléromètre. Comme décrit dans la section 2.2, l'accéléromètre est placé sur le sternum et un autre accéléromètre placé sur le pied permet de détecter le décollément réel du pied (Fig 2.4). L'algorithme est appliqué en utilisant la référence calculée pour tous les sujets dans la section précédente. L'initiation est détectée dans les cas considérés avec une erreur inférieure à 0,1s (94 % des cas, Fig 2.5) et une erreur moyenne de  $0,01 \pm 0,06s$ . La répartition de l'erreur montre une légère anticipation. L'observation de la courbe de corrélation (Fig 2.4) a en outre montré d'autres pics consécutifs au premier pic correspondant à l'initiation de la marche. Ces pics correspondent en fait aux pas suivant le premier. Nous nous sommes donc intéressés à une éventuelle détection des décolléments du pied lors de la marche elle-même. La mise en correspondance temporelle de l'accélération du pied et du signal de

corrélation (Fig 2.4) semble alors montrer que les pics de corrélation correspondent bien au décollement du pied ou presque. La comparaison entre décolllements du pied détectés et réels lors de la marche montre alors une erreur inférieure à 0,1s (dans 90 % des cas, Fig 2.5) pour une erreur moyenne de  $0,04s \pm 0,06s$ . La répartition des erreurs montre un retard presque systématique, avec un pic autour de 0,05 s.

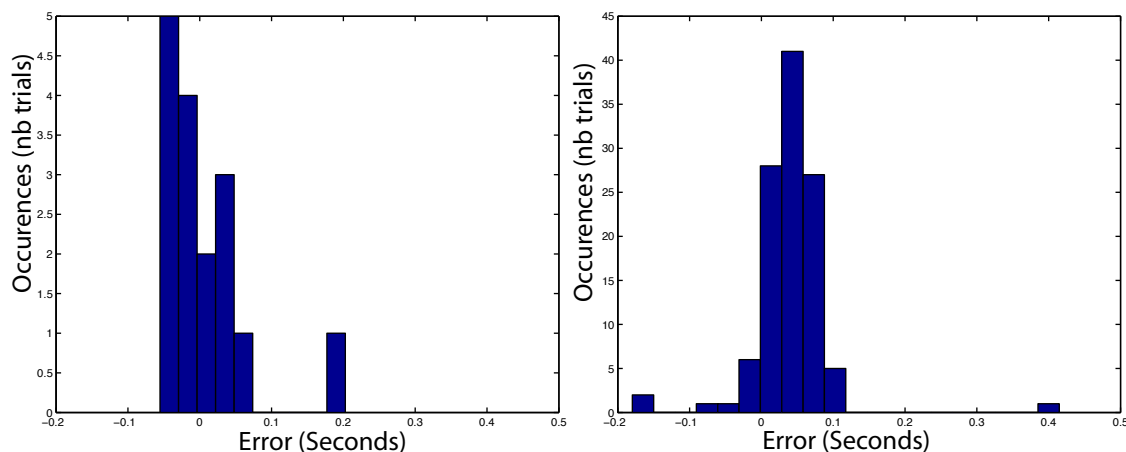


FIG. 2.5 – Répartition de l'erreur calculée avec un signal d'accéléromètre placé sur le sternum pour l'initiation de la marche (gauche) et pour la marche elle même (droite).

La combinaison du signal d'accélération choisi et de l'algorithme de corrélation permet de détecter le décollement du pied avec une erreur inférieure à 100 ms pour la plupart des mesures réalisées, que ce soit avec le système optoélectronique ou un accéléromètre. La détection utilisée avec une référence commune montre donc une erreur acceptable, qui peut être grandement améliorée avec l'apprentissage et un calibrage spécifique, comme nous l'avons vu lorsque la référence est adaptée sujet par sujet. De plus, lors de la validation avec un accéléromètre, nous avons vu qu'il était possible avec la même méthode de détecter les décolllements du pied, comme cela a été décrit dans d'autres études (Moe-Nilssen and Helbostad, 2004). Cet algorithme de détection, de façon similaire à celui développé par (Héliot, 2007), semble suffisamment robuste pour détecter l'initiation de la marche dans un contexte clinique par exemple. Cependant, il faudra pour cela étendre les mesures à des sujets pathologiques, pour savoir si des activités accélérométriques similaires peuvent être observé. La détection du décollement du pied pendant la marche que nous avons mise en évidence peut aussi être améliorée. Par exemple en utilisant une référence spécialement dédiée à la marche. Il est alors imaginable d'utiliser une batterie de références pour suivre plusieurs événements du cycle de marche voire suivre le cycle

en continue ou du moins à chaque échantillon du capteur. C'est ce que nous allons aborder dans la partie suivante.

### **Contribution**

Dans le chapitre précédent, traitant de l'asservissement du réseau d'oscillateurs avec une PLL nous avons évoqué le retard induit par la détection tardive de l'initiation du mouvement. Dans ce chapitre, nous avons donc mis en place un algorithme permettant de détecter le premier lever du pied à partir de l'accélération latérale du tronc. Avec le même algorithme, il est en outre possible de détecter aussi les levers de pied lors de la marche elle même.

# Chapitre 3

## Suivi en continu du cycle de marche à partir de l'accélération du tronc.

### 3.1 Algorithme de corrélation.

#### 3.1.1 Fonctionnement général

Comme nous l'avons vu dans la section précédente il est possible d'utiliser une corrélation glissante pour détecter un événement qui se répète dans un signal rythmique. Imaginons maintenant que le but soit de détecter tous les événements d'un signal rythmique : on obtient alors la phase de ce signal. Dans l'algorithme décrit dans la section précédente, on comparait à chaque instant les derniers échantillons du signal observé avec un signal de référence. Un événement était alors détecté lors d'un maximum local au-dessus d'un certain seuil. Pour détecter tous les événements du cycle, on peut alors opérer le même calcul avec une batterie de références, qui seraient en fait les mêmes mais décalées d'un certain pourcentage du cycle.

Dans notre cas, la référence de phase nulle a été calculée comme la moyenne des accélérations latérales du tronc entre deux décollements du pied droit (Fig 3.1) et la batterie de références a été déduite en décalant cette référence par rapport au cycle de  $n\%$  à chaque fois (Fig 3.1). Plus  $n$  est petit, plus le nombre de références utilisées est grand et donc plus la précision de la phase est importante.

Ensuite, à chaque instant du cycle, on compare le signal avec l'ensemble des références et on obtient ainsi  $n$  score de corrélation à chaque échantillon du signal d'entrée (Fig 3.2). La référence dont le score de corrélation est le plus haut est donc la plus en phase avec le signal observé. La phase est alors calculée d'après le déphasage de la

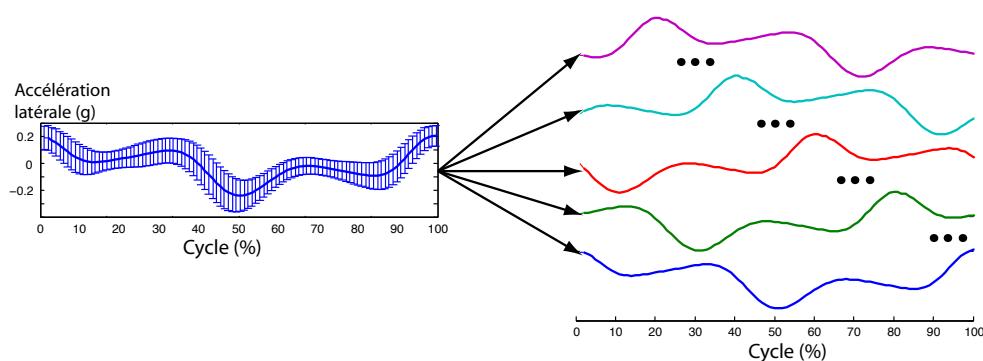


FIG. 3.1 – À gauche, le signal de référence (l'accélération médiolatérale du sternum sur un cycle de marche, entre deux décollément du pied droit). À droite, la batterie de référence obtenu en décalant la référence de  $n\%$  à chaque fois.

référence de plus haut score par rapport à la référence de phase nulle.

Dans notre cas, la phase nulle a été attribuée au décollément du pied droit pour pouvoir prendre la suite de l'algorithme de détection de l'initiation. Pour tester cette méthode nous avons utilisé les enregistrements des accéléromètres obtenus dans la section précédente (sternum et pied). Les résultats obtenus sont présentés dans la figure 3.3. La corrélation a été calculée ici avec une batterie de 100 références, donc un décalage de 1% entre chaque référence. La corrélation obtenant le plus haut score attribue alors son indice de position à l'instant où le test est réalisé. La phase est ensuite calculée en degrés en multipliant les indices récupérés par 3,6. On observe alors une phase quasi-linéaire qui commence au premier décollément du pied. La phase exprimée avant le premier décollément ne doit pas être pris en compte, l'initiation étant prise en charge par un algorithme spécifique.

### 3.1.2 Gérer le temps de calcul

Dans la méthode décrite, un certain nombre de corrélations est calculé à chaque instant. En dépit du fait que le calcul de corrélation soit un outil puissant, c'est aussi un outil gourmand en calculs. Suivant les applications, la bonne gestion des ressources peut être un problème critique, dans les systèmes en temps réel par exemple. Il est donc crucial de s'interroger pour savoir si la quantité de calcul peut être diminuée sans perdre trop de précision dans la détection de la phase.

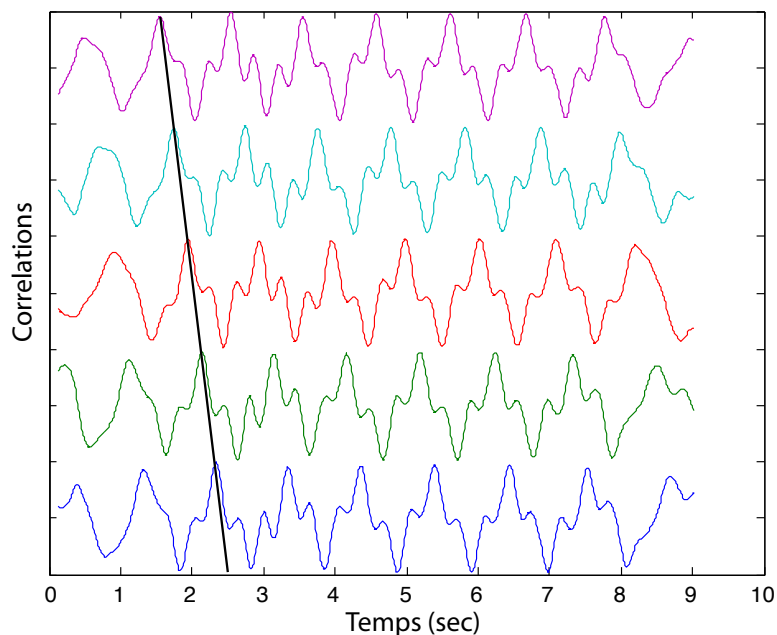


FIG. 3.2 – Chaque courbe de corrélation correspond à une référence de la batterie de référence. Comme les références sont issus du même signal mais décalé, on observe un déphasage des maximums de corrélation (trait noir).

### Diminuer la précision

Une première méthode très efficace est d'accepter une diminution de la précision de l'évaluation de la phase. Dans cette optique, il existe plusieurs méthodes qui peuvent être utilisées simultanément :

- Diminuer le nombre de références,
- Diminuer le nombre de points de chaque référence en sous échantillonnant les références et donc le nombre de points auxquels elles sont comparées.
- Diminuer la fréquence des tests, et donc au lieu de tester chaque point du signal d'entrée on diminue la fréquence de test.

En utilisant ce type de solution, on obtient la phase présentée dans la figure 3.4. Ici le nombre de références a été divisé par 5, soit 20 références et le nombre de points par référence par 5, soit 20 points par référence. À chaque instant on fait donc 5 fois moins de calculs de corrélation et chaque calcul de corrélation se fait sur 5 fois moins de points.

### Gestion efficace des tests

Cette procédure est basée sur l'hypothèse qu'à chaque événement du cycle de marche, ne peut théoriquement succéder qu'un seul autre événement du cycle de marche.



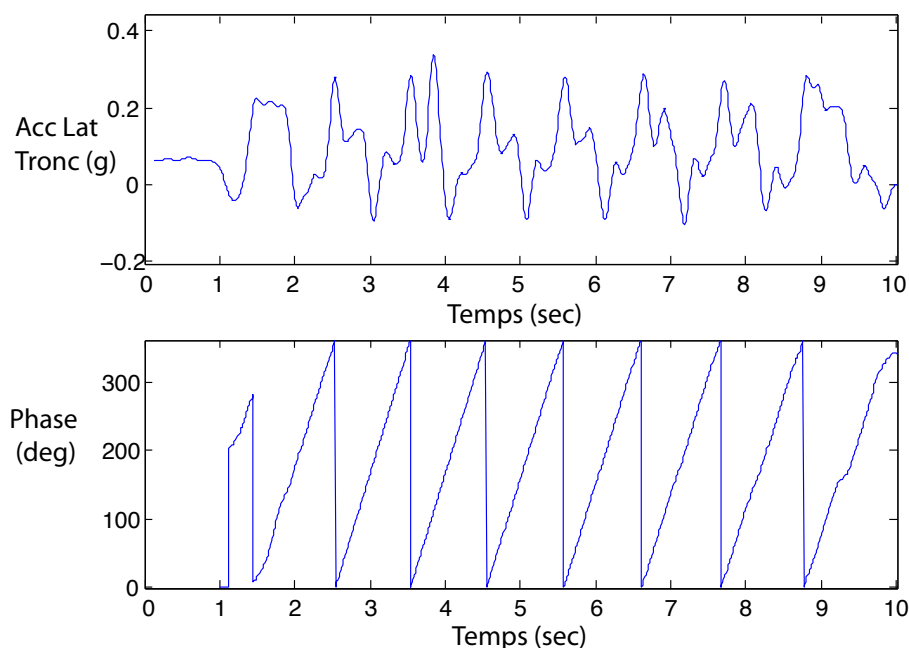


FIG. 3.3 – En haut, l'accélération médio-latérale du sternum. En bas, la phase résultante calculée à partir de l'algorithme de corrélation pour 100 références de 100 points chacune.

Dans la méthode décrite précédemment, on compare chaque instant du cycle à tout les autres instants cycle. Pourtant, malgré la variabilité du cycle de marche chez l'homme, il est peu probable qu'un décolllement du pied gauche succède directement à un décolllement du pied droit. Ainsi, de façon rationnelle, on peut comparer le signal d'entrée une batterie de référence moins importante extraite de la batterie initiale. Ce sous-ensemble encadrant la référence dont la phase a été détectée en dernier. On passe alors d'un état à un autre suivant la phase précédente détectée. En combinant cela avec l'algorithme de détection de l'initiation, on sait que la première phase détectée sera la phase nulle, c'est-à-dire le décolllement du pied droit... à moins que ce soit le pied gauche, auquel cas on situera à une phase de 50 % ( $180^\circ$ ).

### 3.1.3 Détecter les variations

#### Variation de fréquence

La méthode a été développée à partir d'épisodes de marche à vitesse normale (entre 4 et 5 km/h), donc les références ont été calculées pour cette fourchette de vitesse et surtout pour les ordres de fréquence qui y sont associées (autour de 1 Hz). Que se passe-t-il alors si la fréquence de marche est un peu plus importante ou un peu plus faible? Nous avons testé la détection de phase pour des fréquences de cycle

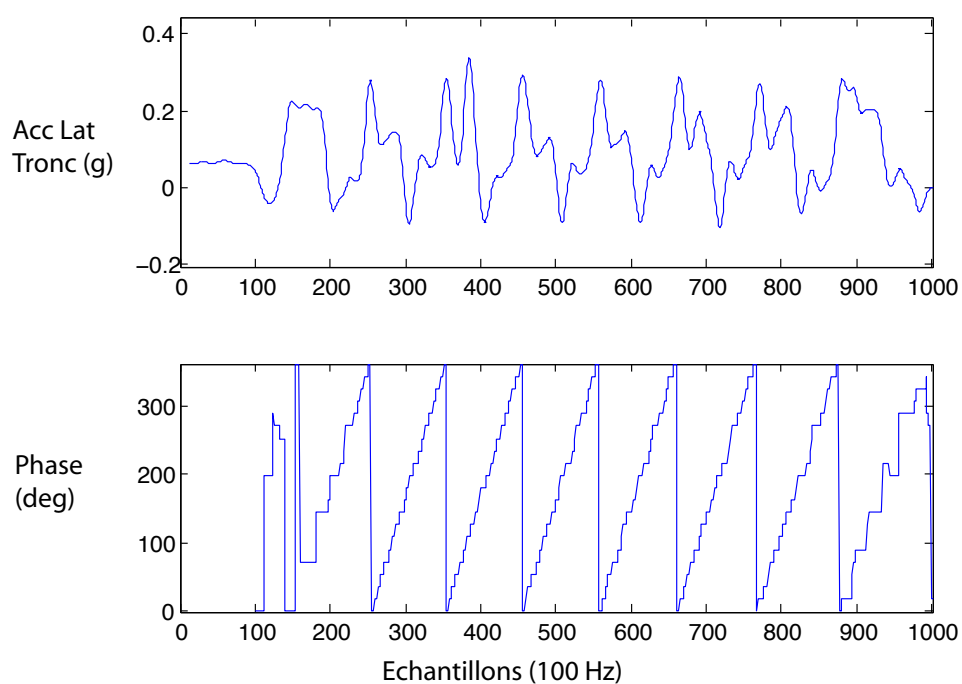


FIG. 3.4 – En haut, l'accélération médio-latérale du sternum. En bas, la phase résultante calculée à partir de l'algorithme de corrélation pour 20 références de 20 points chacune, donc avec un nombre de calculs fortement réduits.

locomoteurs de 10 % et 20% inférieures et supérieures aux cycles initiaux sans changer les références. Si pour une variation de 10 % la qualité reste encore acceptable, pour 20 % on observe une dégradation importante de la phase obtenue. Néanmoins, en se basant sur l'hypothèse qu'il faut quelques pas pour observer un changement de fréquence important, on peut gérer les changements de fréquence d'une façon analogue à celle utilisée pour réduire le nombre de tests. Dans un premier temps, on se dote de batteries de références correspondant à différentes fréquences. Dans un deuxième temps, lors de la détection de phase, on compare le signal à plusieurs références correspondant à des instants différents du cycle, mais aussi à des fréquences différentes. La fréquence donnant le meilleur score de corrélation est la plus susceptible d'être la fréquence du cycle locomoteur et la référence correspondante de donner la meilleure phase. Cette méthode améliore donc la précision mais au prix d'une augmentation de la quantité de calcul, mais encore une fois, si les transitions sont anticipées de façon rationnelle, la quantité de calcul peut être limitée (par exemple on passera rarement de marche lente à marche rapide de façon soudaine, cela nécessite un ou deux cycle locomoteur).

### Changements de mode

Dans le même esprit, si lors de la locomotion la norme est la marche sur sol plat, nous avons vu dans la seconde partie que l'activité du tronc varie suivant les modes de locomotion marche/course et probablement entre montée et descente d'escalier. Pour détecter la phase lors de différents modes de locomotion, on peut, comme vu précédemment pour les changements de fréquences, rajouter des batteries de références. Et encore une fois, il faut définir des transitions adaptées entre les différentes références pour limiter la quantité de calculs. Ceci peut être fait en sachant par exemple que marche et course ne se situent pas dans la même gamme de fréquence, ainsi la batterie de référence pour le calcul de phase de la course n'est utilisé que si la fréquence de marche se rapproche de la frontière marche/course.

### 3.1.4 Conclusion

Finalement, nous avons pu utiliser les signaux de phase issus de cette méthode pour commander par simple retour le modèle de CPG développé, sans avoir à passer par la détection d'événements, la qualité de la commande étant alors uniquement tributaire de la qualité du signal de phase récupéré. Cette méthode de détection de la phase utilisant des corrélations sur des batteries de références d'accélérations médio-latérales du tronc lors d'événement locomoteur présente une certaine facilité de mise

en oeuvre, tout en offrant une grande versatilité face aux différents changements locomoteurs. Cependant, même en simulation, la quantité de calculs nécessaires est un frein à son utilisation. Cet aspect là doit donc être approfondi avant d'évoquer de possibles applications de cette méthode.

## 3.2 Observation par l'intermédiaire d'un oscillateur de van der Pol.

La méthode de détection de la phase utilisant les corrélations est très efficace et rapidement adaptable à chaque sujet (il suffit d'enregistrer quelques cycles pour chaque mode/fréquences). Cependant, même en gérant efficacement les transitions pour diminuer le nombre de calculs, cela reste une méthode gourmande en ressource ce qui peut être problématique pour des applications en temps réel. Il faut dire aussi que c'est une méthode "assez peu élégante". C'est pourquoi nous avons exploré une autre méthode développée par Héliot (Héliot et al., 2007; Héliot and Espiau, 2008). Cette méthode consiste à voir le signal de référence comme un oscillateur, un CPG en somme, dont on chercherait à estimer la phase au moyen d'un observateur adapté. Nous n'allons pas en détailler point par point le fonctionnement, mais juste rappeler les principes généraux et comment nous l'avons appliqué.

### 3.2.1 Principe

Pour tester cette méthode nous avons utilisé l'accélération verticale du tronc récupérée grâce aux centrales inertielles. Nous voulions utiliser l'accélération latérale du tronc pour comparer avec la méthode utilisant les corrélations. Cependant, et c'est là un premier défaut de la méthode utilisant l'oscillateur de van der Pol : elle supporte mal un signal de référence trop accidenté, et l'accélération latérale l'est beaucoup. Maintenant que le signal de référence est choisi, la première chose à faire est de sélectionner un oscillateur non linéaire dont nous connaissons l'équation et dont les paramètres seront adaptés pour mimer au mieux notre signal d'accélération latérale du tronc. L'oscillateur de van der Pol modifié utilisé par Héliot (Héliot, 2007) semblant adapté, c'est celui que nous avons utilisé. Une fois l'oscillateur défini, la méthode se divise en deux étapes :

- Définir les paramètres qui font que l'oscillateur et le signal présentent des oscillations et un cycle limite proche,
- Définir la matrice des isochrones du cycle limite de l'oscillateur choisis. Pour une définition complète du concept d'isochrone nous renvoyons une fois de plus vers

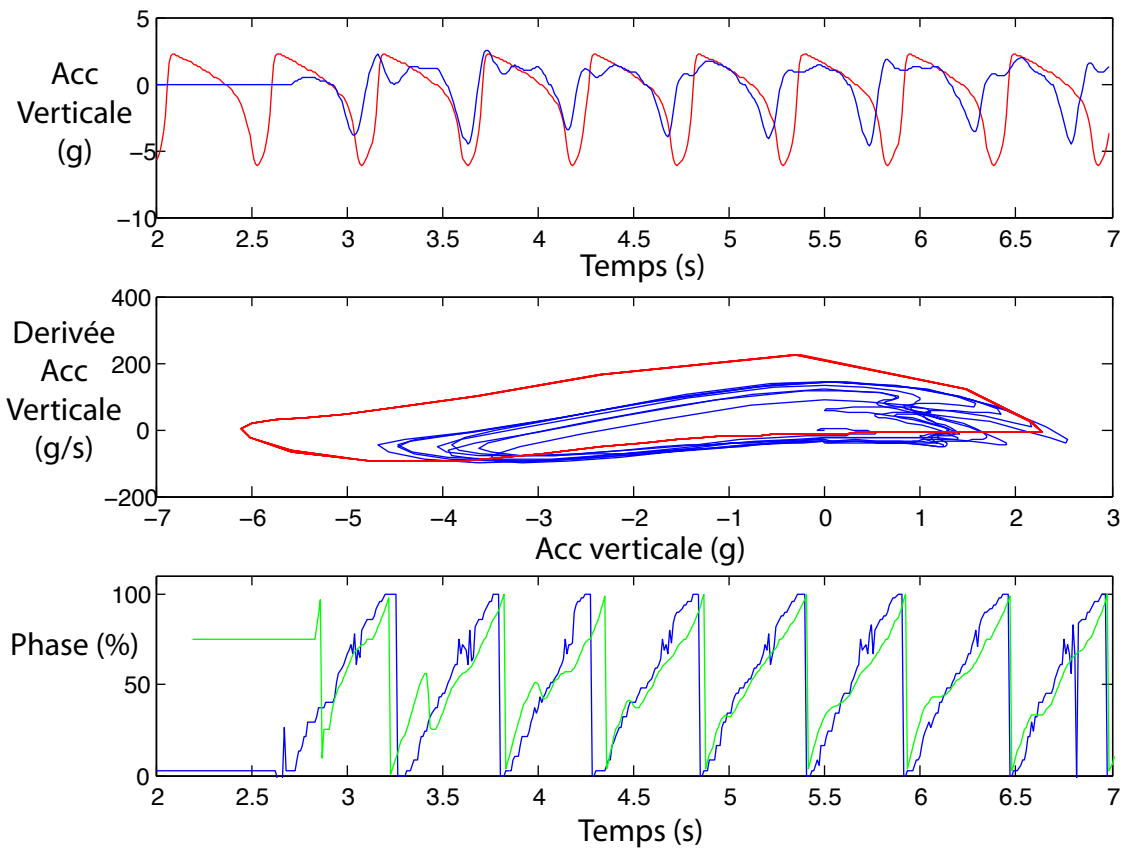


FIG. 3.5 – En haut, l'accélération verticale du tronc lors d'un épisode de marche (bleu) et le signal produit par l'oscillateur de van der Pol adapté (rouge). Au milieu, le plan de phase de l'accélération verticale du tronc (bleu) et de l'oscillateur de van der Pol. En bas, comparaison de la phase du cycle de marche estimé à partir du signal d'accélération verticale du tronc (bleu) et la phase calculée avec la transformée de Hilbert (vert).

Héliot (Héliot et al., 2007; Héliot and Espiau, 2008). Ici il suffit juste de savoir que chaque point du cycle limite de l'oscillateur a une phase et que les isochrones sont les points de l'espace qui ont la même valeur de phase que le point du cycle considéré. Pratiquement on cartographie le plan de phase pour associer à chaque point une phase sur le cycle limite.

- Calculer l'observateur de l'oscillateur non-linéaire (Héliot et al., 2007; Héliot and Espiau, 2008) qui va permettre à partir du signal de référence et de sa dérivée de retrouver la phase de la référence dans la matrice des isochrones.

Nous avons donc appliqué cette méthode et implanté l'observateur sur Matlab vu que le modèle était sous Simulink et que c'est lui que nous voulons commander en phase.

### 3.2.2 Résultats.

Le premier constat que l'on peut tirer des figures 3.5C et 3.6 c'est que nous récupérons bien une phase (entre 0 et 100 %) qui semble cohérente avec le signal original. Pour comparer la phase obtenue avec l'algorithme avec la phase du signal nous avons utilisé la transformée de Hilbert (Fig 3.5C). Cette méthode permet d'obtenir hors-ligne la phase d'un signal périodique. La comparaison des deux phases montre que la méthode fonctionne et que l'on obtient bien la phase du cycle de marche. Nous avons aussi vérifié que la méthode était, dans une certaine mesure, robuste aux changements de fréquences en appliquant une soudaine augmentation de 20 % de la fréquence du signal (Fig 3.6).

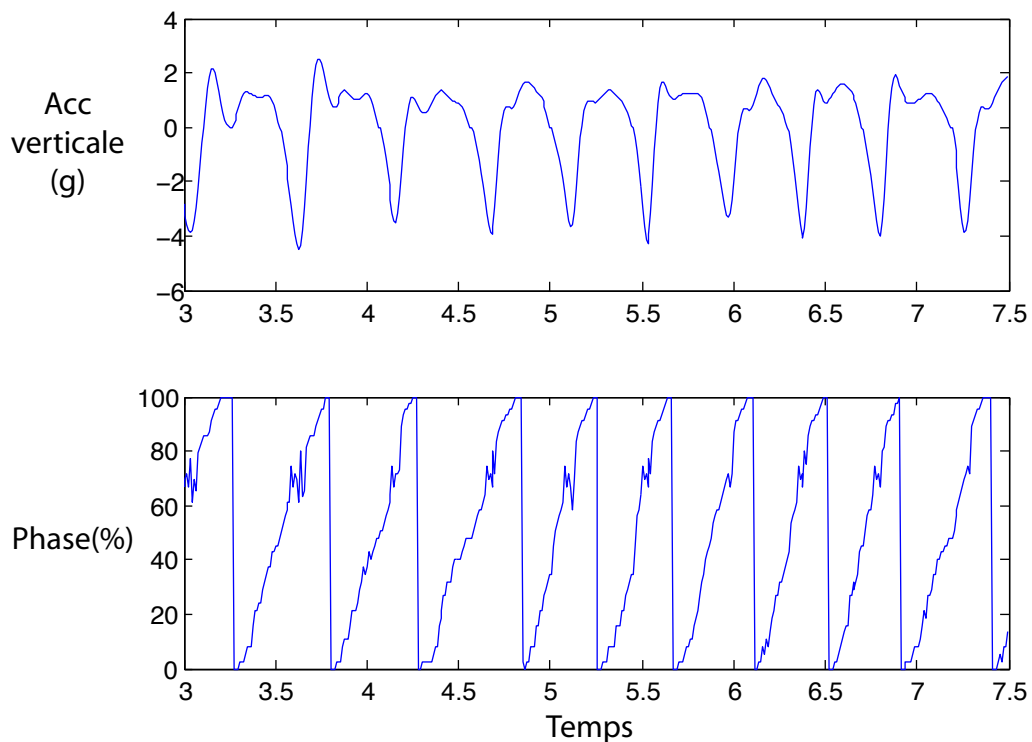


FIG. 3.6 – En haut, l'accélération verticale du tronc lors d'un épisode de marche (bleu) avec une augmentation de la fréquence sur la fin à partir du trait noir. En bas, la phase du cycle de marche estimé à partir du signal d'accélération verticale du tronc (bleu) avec un augmentation de la fréquence de marche

### 3.2.3 Conclusion

Les phases détectées en utilisant l'observation d'un oscillateur de van der Pol semblent plus bruitées que celles obtenues avec l'algorithme de corrélation dans la section 3.1,

malgré l'utilisation de l'accélération verticale en lieu et place de l'accélération médio-latérale. De plus, même avec cette dernière simplification sur le signal de référence, la phase de paramétrage de l'oscillateur pour l'adapter au signal observé reste un point difficile qui peut être fastidieux tant qu'un algorithme d'optimisation fiable n'a pas été mis en oeuvre. Cependant, le résultat est là, et dans l'ensemble nous avons réussi à récupérer la phase du cycle de marche avec cette méthode, de façon plus élégante et moins gourmande qu'avec l'algorithme de corrélation. En outre, certaines pistes ont déjà été explorées par Héliot (Héliot, 2007) pour, d'une part améliorer le signal de phase en fusionnant différentes phases obtenues par plusieurs capteurs, et d'autre part gérer les changements de mode de locomotion comme nous l'avons évoqué pour l'autre algorithme dans la section précédente.

### **Contribution**

Dans le chapitre traitant de l'asservissement du réseau d'oscillateurs avec une PLL nous avons évoqué les erreurs possibles causées par la détection discrète de la phase. Dans ce chapitre, nous avons donc exploré deux méthodes pour obtenir en continu la phase du cycle locomoteur. Chacune des méthodes présentées a fonctionné et montré des avantages et inconvénients propres à l'algorithme utilisé. Ainsi, la première est simple à mettre en oeuvre et donne une phase peu bruitée avec les signaux utilisés mais nécessite de grosses ressources en calcul. Pour la seconde, la mise en oeuvre, et notamment le paramétrage de l'oscillateur, est plus complexe et la phase obtenue un peu plus bruitée. Mais elle est aussi beaucoup plus légère en calcul ce qui procure une applicabilité plus importante.

## Conclusion

Dans cette partie de la thèse, nous avons modélisé, au moyen d'un réseau d'oscillateurs, les différentes synchronisations intersegmentaires observées au niveau du tronc au cours de la locomotion chez l'homme. Nous nous sommes ensuite attachés à synchroniser ce réseau à un signal périodique externe, ici nous avons choisi un signal réel : l'accélération du tronc dans sa partie thoracique.

Le modèle choisi est une adaptation d'un réseau d'oscillateur dédié à la reproduction de l'activité axiale du tronc chez la salamandre. À partir de cette représentation et des résultats de la partie 2, nous avons établi des règles de transition entre les différentes synchronisations exprimées dans chaque mode de locomotion étudiés. Les différents liens entre les oscillateurs internes du réseau étant définis, il nous est apparu intéressant de synchroniser l'ensemble du réseau à un signal périodique externe, un oscillateur tiers en somme. Pour représenter cet oscillateur tiers, nous avons utilisé l'accélération du tronc lors de la locomotion. Nous avons dans un premier temps exploré la possibilité d'utiliser une méthode de synchronisation héritée de l'électronique : la boucle de phase. Cette méthode, bien que fonctionnelle et éventuellement applicable dans certaines problématiques, a montré un certain nombre de limites, notamment lors de la synchronisation initiale et du suivi en phase continue. Nous avons alors exploré des méthodes permettant de corriger ou de s'abstraire de ces problèmes. Pour la synchronisation initiale, un algorithme de détection de l'initiation de la marche à partir de l'accélération latérale du tronc a été développé. Pour le suivi continu de la phase du signal, deux méthodes ont été explorées :

- La première se base sur le même principe que la détection d'initiation développée antérieurement, c'est-à-dire un algorithme utilisant des corrélations sur une batterie de signaux de référence
- La seconde utilisant un observateur d'état de la phase du signal basée sur un oscillateur non linéaire connu. Pratiquement, le signal périodique externe est assimilé à la sortie d'un oscillateur dont on connaît les paramètres et dont on peut extraire la phase.

Chacune des deux méthodes fonctionne et la phase est obtenue en continu, permettant une synchronisation pas à pas avec le réseau d'oscillateurs développé. Quelle que soit l'application envisagée, chacune des méthodes présente des avantages et des inconvénients qu'il s'agira de gérer au mieux :

- La corrélation est simple à mettre en oeuvre et donne des résultats de qualité mais est gourmande en calcul.



- L'observation au moyen d'un oscillateur non-linéaire est peu gourmande en calcul mais difficile à mettre en oeuvre, surtout le paramétrage de l'oscillateur qui conditionne la qualité du signal de phase obtenu.

D'autres applications peuvent être envisagées pour ce suivi continu de phase, dans plusieurs domaines tels que la robotique bipède, l'assistance à la locomotion (prothèse...), le suivis d'activités quotidiennes dans des études cliniques par exemple.

# Conclusions et perspectives



# Conclusions

## Rappel des faits

Tout au long de cette thèse nous nous sommes attachés à décrire et comprendre l'activité rythmique du tronc pendant la locomotion, que cette activité soit musculaire, cinématique et même, en utilisant ces dernières comme miroir, nerveuse. Pour cela nous avons dans un premier temps réalisé une grande quantité de mesures par l'enregistrement au niveau du tronc des électromyogrammes (EMGs) et de la cinématique et dynamique des mouvements d'une vingtaine de sujets. Nous nous sommes concentrés sur une population jeune, plus à même d'exprimer un comportement "normal". D'autres enregistrements ont aussi été réalisés sur d'autres sujets appartenant à des populations différentes (personnes âgées et patients camptocormiques, dont le tronc présente une importante flexion en avant) et sont en cours d'analyse pour les comparer aux comportements de référence mis en valeur dans le présent travail. Des observations réalisées, un certain nombre de conclusions ont été tirées sur la façon dont l'être humain organisait l'activité du tronc au cours de la locomotion. L'une d'elle porte sur la ressemblance des patrons locomoteurs présentés avec ceux d'autres vertébrés dont l'étude neurophysiologique a montré que la rythmicité locomotrice était associée à des générateurs de rythmes centraux (CPG). Sur cette base, un modèle de CPG du tronc chez l'homme a été proposé afin de reproduire les synchronisations segmentaires observées lors de nos mesures. Une fois ce modèle mis en place, la synchronisation étant une des caractéristiques fondamentale des réseaux d'oscillateurs, nous avons exploré diverses méthodes d'observation et de suivi de la phase du cycle locomoteur en s'appuyant à notre modèle.

## Rappel des contributions

On peut résumer de façon synthétique les contributions de ce travail au domaine scientifique :

- Mise en place de protocoles de mesure et d'analyse adaptés à l'observation de l'activité du tronc dans différentes conditions.

- Mise à jour des bases de données relatives à l'activité du tronc pendant la locomotion avec un système d'observation complet : cinématique, électromyographique et dynamique.
- Enregistrement d'activités nouvelles au niveau du tronc lors de la locomotion (propagation métachronale, cinématique précise, initiation de la marche, bond, vélo)
- Mise en évidence de l'importance du tronc et surtout de son activité dans l'organisation de la locomotion dans des cas très variés liés par leur caractère rythmique (marche, course, vélo, bond) ou arythmique (initiation de la marche).
- Mise en relation de l'activité rythmique du tronc chez l'homme avec la notion de générateurs de rythme centraux par la mise en place d'un modèle d'activité du tronc chez l'homme basé sur un modèle équivalent utilisé chez la salamandre.
- Détection de l'initiation de la locomotion chez l'homme en vue d'initier la mise en route d'un réseau d'oscillateur.
- Observation continue de la phase du cycle locomoteur en vue de synchroniser un réseau d'oscillateurs.

# Perspectives

Le travail effectué, ses tenants, ses aboutissants, peuvent être vus selon plusieurs points de vue, c'est ce que nous allons explorer dans cette dernière section. Les résultats obtenus nous semblent à même d'avoir une application dans les domaines cliniques, neurophysiologiques, robotiques et dans la restauration du mouvement.

## Point de vue clinique

Les études cliniques nécessitent le recueil d'une grande quantité de données "contrôles" comme référence pour la comparaison avec des sujets pathologiques. Dans le cas des activités du tronc nous disposons dorénavant d'une base de données fournie en ce qui concerne les jeunes sujets sains. Nous avons aussi, en prévision de futures études cliniques, enregistré des personnes âgées sur le protocole d'initiation de la marche dont les résultats sont en cours de traitement. De plus, tant pour les jeunes, que les personnes âgées, nous avons enregistré en plus de l'initiation, l'arrêt de la marche. Enfin, sur un protocole analogue d'enregistrement, nous avons commencé à étudier une pathologie qui s'exprime essentiellement sur la posture du tronc pendant la marche : la camptocormie. Finalement, la principale difficulté de ce type d'étude réside surtout dans l'automatisation efficace du traitement des données.

Un autre aspect des études cliniques est le suivi d'activités d'un sujet tout au long de ces activités quotidiennes ("monitoring" des personnes âgées par exemple). Dans ce cadre, la méthode de suivi de la marche au moyen d'un algorithme de corrélation et surtout ses possibles extensions à d'autres activités (rythmiques ou non) est du plus grand intérêt. En effet, avec l'algorithme utilisant une batterie de référence, le défaut majeur était le temps de calcul qui rend les applications en temps réel difficiles. Mais hors ligne le temps de calcul n'est plus un problème, et la quantité de comportements observables est alors fonction de la quantité de références d'activités présentes dans la base de données.

### Point de vue contrôle postural

Le coeur de ce travail étant l'étude des activités rythmiques du tronc, l'aspect biomécanique n'a pas été abordé dans cette thèse. Cependant les données enregistrées sont là et il pourrait être intéressant de les aborder de ce point de vue en utilisant des techniques propres à ce domaine. Cela ouvrirait la voie à une modélisation mécanique du tronc qui, couplée à la modélisation rythmique, donnerait lieu à un modèle neuromécanique (combinant une approche neurophysiologique et biomécanique). Les données recueillies pourraient aussi être confrontées aux outils méthodologiques utilisés pour l'étude du contrôle postural. Particulièrement l'approche de l'équipe Assaiante concernant la stabilité intersegmentaire pourrait être très intéressante (Assaiante, 1998))

### Point de vue neurophysiologique

Dans la partie I, nous avons parlé des indices de la littérature qui portent à croire à l'existence de générateurs centraux de rythmes (CPG) chez l'homme, mais le sujet demeure largement ouvert. Dans la partie II, les résultats que nous avons obtenus semblent apporter quelques pierres à la théorie d'un CPG chez l'homme, notamment pour le contrôle du tronc. La ressemblance, de par sa propagation et sa modularité, de l'activité axiale des muscles du tronc chez l'homme et de celle de vertébrés chez qui l'existence de CPGs est admise est un indice fort. Cependant, pour le cas de l'homme, deux raisons nous obligent à rester au stade de l'indice fort.

- La première vient du fait qu'un CPG est une structure du système nerveux et qu'actuellement, même si la mesure directe de certains influx nerveux est possible *in vivo*, les outils théoriques et matériels pour étudier une structure nerveuse complexe sont toujours en cours de développement.
- La seconde raison est liée à la première. Dans notre étude nous avons utilisé des électrodes de surface pour les EMGs et des marqueurs réfléchissants sur la peau pour étudier la cinématique. L'utilisation d'électrodes intramusculaires et de fiches métalliques vissées dans les vertèbres (Gregerssen et al., 1966) auraient probablement donné des résultats plus probants. La seconde raison est donc l'éthique, les études qui ont mis en évidence l'existence de CPG chez certains animaux, comme le chat ou la lamproie l'ont fait à force de spinalisation, de préparation de moelle épinière *in vitro*... Des mesures éthiquement inacceptables chez l'homme.

Malgré cela, nous avons mis en évidence dans la partie II que pour un éventuel CPG du tronc, l'activité des muscles *erector spinae* (ES) conjuguée à la cinématique semblait être un bon moyen d'observation. L'étude des CPGs chez l'homme passe alors par la mise en relation des observations faites chez les animaux et des activités ob-

servées chez l'homme. Ce lien peut notamment être fait en passant par des principes de modélisation analogues (partie III). Ces modèles, fruits de l'observation et des mathématiques, peuvent ensuite être à nouveau validés expérimentalement, dans un premier temps en comparant avec des mesures et dans un second temps en les testant par simulation ou encore mieux, avec des robots biomimétiques.

### Point de vue robotique

Le concept de CPG est également très intéressant en robotique, notamment dans le cas où on chercherait à contrôler plusieurs articulations indépendantes dont il faudrait assurer la coordination durant une tâche donnée et ce de façon rythmique. La locomotion tombe naturellement dans ce type de tâche et plusieurs groupes de recherche, notamment celui d'Ijspeert, utilisent ce type de structures pour des robots de salamandre, de quadrupède et de bipède. Les robots nageurs ou quadrupèdes utilisent des commandes par CPG avec succès. Pour les bipèdes, malgré quelques succès dans les simulations 2D le passage à la simulation 3D ou à l'expérimentation se heurte systématiquement à des problèmes d'équilibre, principalement latéral, contrairement aux quadrupèdes, hexapodes qui sont mécaniquement stables. Ceci est compensé soit en "fixant" latéralement le robot, soit en élargissant la base de support, ce qui restreint grandement la liberté de mouvement. Nous avons vu avec nos mesures l'importance de l'activité du tronc lors de la locomotion chez l'homme et ce dans toutes les directions, notamment latérales. Dans la plupart des modèles de robots bipèdes, le tronc est matérialisé par un segment rigide inactif, sous estimant alors son importance. Un modèle neuromécanique de tronc articulé utilisant le modèle de CPG développé pour la gestion de ses mouvements latéraux pourrait par exemple être d'un grand intérêt pour aller vers une marche plus acceptable. Un autre problème de l'utilisation des CPGs en robotique semble aussi la mise en place du cycle de marche. L'initiation de la locomotion n'étant pas un processus rythmique, il ne rentre pas dans l'équilibre fournis par les oscillateurs du CPG lors de la marche en régime permanent. Dans ce cas, l'étude de la façon dont l'homme initie la marche peut aussi être utilisée. Un programme gérant l'initiation de la marche est implanté dans le système pour faire rentrer le CPG en action le plus vite possible mais de façon douce, comme vu dans nos observations chez l'homme. Pratiquement, on pourrait utiliser la détection d'initiation de la marche et l'observation du cycle de marche proposée dans la partie III pour "mettre en marche" un robot bipède, voire même un robot bipède avec un tronc articulé contrôlé par un CPG adapté à l'activité rythmique du tronc dans une approche de type "téléopération". L'ajout de segments rachidiens contrôlés à des avatars ou humanoïdes permettrait d'aller vers



des démarches plus fluides et plus “humaines”.

### **Point de vue restauration du mouvement**

Un autre type de “robot” présente aussi un contrôle extrêmement complexe, il s’agit de l’être humain. Il arrive que nous tentions de “réparer” ce dernier en utilisant des techniques proches de la robotique. C’est le cas par exemple des prothèses mécaniques (électromécaniques), des orthèses ou autre exosquelettes et des neuroprothèses.

- Les prothèses mécaniques ou électromécaniques viennent remplacer en intégralité la partie déficiente avec leur propre structure et leurs propres actionneurs et une commande adaptée.
- Les orthèses de type exosquelette conservent la structure lésée et en superposent une autre dessus pour apporter la force et la rigidité qui peuvent manquer dans le cadre d’une stimulation directe des muscles par exemple.
- Les neuroprothèses viennent suppléer une fonction perdue ou diminuée du système nerveux. Le principe est la stimulation électrique des tissus neuro-musculaires, c’est-à-dire l’activation du système sensori-moteur. Causée par une maladie ou un accident, une paralysie laisse les muscles d’une partie du corps privés de communication avec le système nerveux central ; cependant les muscles sont parfois encore partiellement innervés et fonctionnels, mais en dehors de l’influence du contrôle volontaire de la personne. La neuroprothèse vient en quelque sorte se substituer aux voies de communication coupées. Dans ce contexte, la stimulation électrique se sert de la structure préexistante et vise à rétablir le mouvement en stimulant les muscles, de manière externe ou implantée. L’électrostimulation fonctionnelle est notamment appliquée pour la restauration de la marche chez l’hémiplégique, par exemple pour corriger le syndrome du “pied tombant”, où le pied de la jambe affectée du patient traîne sur le sol durant la phase d’oscillation, à cause de l’absence d’activité du muscle releveur du pied (le jambier antérieur). L’électrostimulation est également étudiée chez le patient paraplégique pour la restauration de la station debout et de la marche.

Bien sûr, il convient de ne pas traiter ces méthodes de façon exclusive, leur combinaison peut être intéressante et leurs problématiques proches. Ainsi, dans le cas d’un patient ayant perdu le contrôle d’une partie de ses membres, l’intérêt des CPG reste entier. On pourrait alors modéliser la partie CPG “manquante ” pour faire interagir le dispositif de restauration du mouvement avec la partie encore sous contrôle. Les mouvements volontaires peuvent être vu comme une aide à la commande (pour maintenir la stabilité) ou comme une perturbation suivant le cas (Azevedo and Héliot,

2005). Avec les observations faites et le modèle d'activité rythmique développé lors de ce travail nous savons quelle sont les activités rythmiques que devrait présenter le tronc lors de la marche normale. Il serait alors intéressant (1) d'une part de permettre au patient de reproduire des mouvements du tronc les plus utiles observés lors de la marche et l'initiation de la marche, (2) d'autre part d'utiliser les mouvements observés pour déclencher l'activation des membres au bon moment en se servant des travaux réalisés sur la détection de l'initiation et le suivi du cycle de marche.



# Publications

## Revues internationales

Ceccato JC., De Sèze M., Cazalets J.R., Azevedo C. (sous presse) “Comparison of trunk activity during gait initiation and walking in humans.”, PloS ONE.

## Communications avec actes

Ceccato JC., Azevedo Coste C., Cazalets J.-R., “Real Time Control of a CPG Based Model of Human Trunk Activity in Different Walking Conditions.”EMBS’09 : 31th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society.

Ceccato JC., Azevedo Coste C., Cazalets J.-R., “Using the trunk acceleration to detect gait initiation.”IFESS’09 : International Functional Electrical Stimulation Society.

Ceccato JC., De Sèze M., Azevedo Coste C., Cazalets J.-R., “Trunk Activity in Human, from Posture to Locomotion.”ISPGR’09 : International Society for Posture and Gait Research Conference.

Ceccato JC., De Sèze M., Azevedo Coste C., Cazalets J.-R., Real time control of a CPG-based model of the human trunk in different walking conditions.” “Neurocomp09”, Computational Neuroscience : From Multiple Levels to Multi-Level.

## Communications sans actes

Ceccato JC., De Sèze M., Azevedo-Coste C., Cazalets J.-R., “Une méthode pour découper l’initiation de la marche.”, 26ème Edition Colloque Locomotion et Motricité Rythmique.

Ceccato JC., De Sèze M., Azevedo-Coste C., Cazalets J.-R., “Différents patrons d’activités du tronc pour différents modes de locomotion”, 25ème Edition Colloque Locomotion et Motricité Rythmique.

Ceccato JC., De Sèze M., Azevedo Coste C., Cazalets J.-R., “Le rôle du tronc dans la locomotion, de l’initiation à la marche” , 24èmemme Edition colloque locomotion et

Motricité rythmique.

Ceccato J.C., De Sèze M., Azevedo Coste C., Cazalets J.-R., “Analyse de la contribution du tronc à la marche humaine”, 1ères journées internationales de réalité virtuelle.

# Bibliography

- Anders, C., Wagner, H., Puta, C., Grassme, R., Petrovitch, A., and Scholle, H. (2007). Trunk muscle activation patterns during walking at different speeds. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 17(2) :245–252.
- Assaiante, C. (1998). Development of locomotor balance control in healthy children. *Neurosci Biobehav Rev*, 22(4) :527–32. 0149-7634 (Print) Journal Article Review.
- Assaiante, C. and Amblard, B. (1995). An ontogenic model for the sensorimotor organization of balance control in humans. *Human Movement Science*, 14 :13–43.
- Azevedo, C., Espiau, B., Amblard, B., and Assaiante, C. (2007). Bipedal locomotion : toward unified concepts in robotics and neuroscience. *BIOLOGICAL CYBERNETICS*, 96(2) :209–228.
- Azevedo, C. and Héliot, R. (2005). Rehabilitation of functional posture and walking : Coordination of healthy and impaired limb. *Journal of Automatic Control*.
- Baldissera, F., Cavallari, P., and Leocani, L. (1998). Cyclic modulation of the H-reflex in a wrist flexor during rhythmic flexion-extension movements of the ipsilateral foot. *EXPERIMENTAL BRAIN RESEARCH*, 118(3) :427–430.
- Bem, T., Cabelguen, J. M., Ekeberg, O., and Grillner, S. (2003). From swimming to walking : a single basic network for two different behaviors. *Biol Cybern*, 88(2) :79–90. 0340-1200 (Print) Journal Article.
- Bensoussan, L., Mesure, S., Viton, J. M., and Delarque, A. (2006). Kinematic and kinetic asymmetries in hemiplegic patients' gait initiation patterns. *J Rehabil Med*, 38(5) :287–94. 1650-1977 (Print) Journal Article.
- Breniere, Y. and Do, M. C. (1986). When and how does steady state gait movement induced from upright posture begin ? *J Biomech*, 19(12) :1035–40. Journal Article United states.
- Breniere, Y. and Do, M. C. (1991). Control of gait initiation. *J Mot Behav*, 23(4) :235–40. 0022-2895 (Print) Journal Article.
- Breniere, Y. and Ribreau, C. (1998). A double-inverted pendulum model for studying the adaptability of postural control to frequency during human stepping in place.

- Biol Cybern*, 79(4) :337–45. 0340-1200 (Print) Journal Article.
- Brunt, D., Lafferty, M. J., McKeon, A., Goode, B., Mulhausen, C., and Polk, P. (1991). Invariant characteristics of gait initiation. *Am J Phys Med Rehabil*, 70(4) :206–12. Journal Article United states.
- Brunt, D., Liu, S. M., Trimble, M., Bauer, J., and Short, M. (1999). Principles underlying the organization of movement initiation from quiet stance. *Gait Posture*, 10(2) :121–8. 0966-6362 (Print) Journal Article.
- Brunt, D., Santos, V., Kim, H., Light, K., and Levy, C. (2005). Initiation of movement from quiet stance : comparison of gait and stepping in elderly subjects of different levels of functional ability. *Gait and Posture*, 21(3) :297–302.
- Buchanan, J. (1992). NEURAL NETWORK SIMULATIONS OF COUPLED LOCOMOTOR OSCILLATORS IN THE LAMPREY SPINAL-CORD. *BIOLOGICAL CYBERNETICS*, 66(4) :367–374.
- Buchanan, J. T. (2001). Contributions of identifiable neurons and neuron classes to lamprey vertebrate neurobiology. *Prog Neurobiol*, 63(4) :441–66. 0301-0082 (Print) Journal Article Research Support, U.S. Gov't, P.H.S. Review.
- Calancie, B., Needham-Shropshire, B., Jacobs, P., Willer, K., Zych, G., and Green, B. A. (1994). Involuntary stepping after chronic spinal cord injury. Evidence for a central rhythm generator for locomotion in man. *Brain*, 117 ( Pt 5) :1143–59. 95041397 0006-8950 Journal Article.
- Cappellini, G. (2006). Motor patterns in human walking and running. *Journal of Neurophysiology*, 95(6) :3426–3437.
- Cappozzo, A. (1981). Analysis of the linear displacement of the head and trunk during walking at different speeds. *J Biomech*, 14(6) :411–25. Journal Article Research Support, Non-U.S. Gov't United states.
- Carlson, H., Halbertsma, J., and Zomlefer, M. (1979). Control of the trunk during walking in the cat. *Acta Physiol Scand*, 105(2) :251–3. 0001-6772 Journal Article.
- Carlson, H., Thorstensson, A., and Nilsson, J. (1988). Lumbar back muscle activity during locomotion : effects of voluntary modifications of normal trunk movements. *Acta Physiol Scand*, 133(3) :343–53. 0001-6772 (Print) Journal Article.
- Carrier, D. (1990). Activity of the hypaxial muscles during walking in the lizard Iguana iguana. *J Exp Biol*, 152 :453–70. 0022-0949 (Print) Journal Article Research Support, U.S. Gov't, P.H.S.
- Cattaert, D. and Birman, S. (2001). Blockade of the central generator of locomotor rhythm by noncompetitive NMDA receptor antagonists in *Drosophila* larvae. *JOURNAL OF NEUROBIOLOGY*, 48(1) :58–73.
- Cavagna, G. A., Saibene, F. P., Santi, G. F., and Margaria, R. (1963). Analysis of

- the Mechanics of Locomotion. *Exp Med Surg*, 21 :117–26.
- Cavagna, G. A., Willems, P. A., and Heglund, N. C. (2000). The role of gravity in human walking : pendular energy exchange, external work and optimal speed. *J Physiol*, 528(Pt 3) :657–68. Journal Article Research Support, Non-U.S. Gov't England.
- Cazalets, J. R. (2005). Metachronal propagation of motoneurone burst activation in isolated spinal cord of newborn rat. *J Physiol*, 568(Pt 2) :583–97. 0022-3751 (Print) Journal Article.
- Chen, G. (2006). Induced acceleration contributions to locomotion dynamics are not physically well defined. *Gait and Posture*, 23(1) :37–44.
- Cohen, A. H. (1987). Intersegmental coordinating system of the lamprey central pattern generator for locomotion. *J. Comp. Physiol. A*, 160 :181–183.
- Collins, J. and Richmond, S. (1994). HARD-WIRED CENTRAL PATTERN GENERATORS FOR QUADRUPEDAL LOCOMOTION. *BIOLOGICAL CYBERNETICS*, 71(5) :375–385.
- Crenna, P. and Frigo, C. (1991). A motor programme for the initiation of forward-oriented movements in humans. *J Physiol*, 437 :635–53. 0022-3751 (Print) Journal Article Research Support, Non-U.S. Gov't.
- Crosbie, J. and Vachalathiti, R. (1997). Synchrony of pelvic and hip joint motion during walking. *Gait & Posture*, 6(3) :237–248.
- Crosbie, J., Vachalathiti, R., and Smith, R. (1997). Patterns of spinal motion during walking. *Gait & Posture*, 5(1) :6–12.
- D'Angéli-Chevassut, M., Pelissier, J., Gaviria, M., Micallef, J., and Péruchon, E. (1999). Caractérisation de la marche de l'hémiplégique adulte par analyse des pressions plantaires. *Ann. Réadaptation Méd. Phys.*, 39 :515–526.
- de Seze, M., Falgairolle, M., Viel, S., Assaiante, C., and Cazalets, J. R. (2008). Sequential activation of axial muscles during different forms of rhythmic behavior in man. *Exp Brain Res*, 185(2) :237–47. Journal Article Germany.
- Delval, A., Krystkowiak, P., Blatt, J., Labyt, E., Destee, A., Derambure, P., and Defebvre, L. (2005). Differences in anticipatory postural adjustments between self-generated and triggered gait initiation in 20 healthy subjects. *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology*, 35(5-6) :180–190.
- Delvolve, I., Bem, T., and Cabelguen, J. M. (1997). Epaxial and limb muscle activity during swimming and terrestrial stepping in the adult newt, *Pleurodeles waltl*. *J Neurophysiol*, 78(2) :638–50. 0022-3077 Journal Article.
- Dietz, V. (2002). Do human bipeds use quadrupedal coordination ? *Trends Neurosci*, 25(9) :462–7. 0166-2236 (Print) Journal Article Review.



- Dietz, V., Fouad, K., and Bastiaanse, C. M. (2001). Neuronal coordination of arm and leg movements during human locomotion. *Eur J Neurosci*, 14(11) :1906–14. 0953-816X (Print) Journal Article.
- Dimitrijevic, M. R., Gerasimenko, Y., and Pinter, M. M. (1998). Evidence for a spinal central pattern generator in humans. *Ann N Y Acad Sci*, 860 :360–76. 99127286 0077-8923 Journal Article.
- Drake, R., Vogl, W., and Mitchell, A. (2006). *Musculature du dos. In : Gray's anatomie pour les étudiants. Ed française, Elsevier Masson SAS, pp 45-65.*
- Ducroquet, R., Ducroquet, J., and Ducroquet, P. (1965). *La marche et les boiteries*, volume 1. Masson, Paris.
- Duysens, J., de Crommert, H. V., Smits-Engelsman, B., and der Helm, F. V. (2002). A walking robot called human : lessons to be learned from neural control of locomotion. *Journal of biomechanics*, 35(4) :447–453.
- Duysens, J. and Van de Crommert, H. W. (1998). Neural control of locomotion ; The central pattern generator from cats to humans. *Gait Posture*, 7(2) :131–141. 0 0966-6362 Journal article.
- Ekeberg, O. (1993). A COMBINED NEURONAL AND MECHANICAL MODEL OF FISH SWIMMING. *BIOLOGICAL CYBERNETICS*, 69(5-6) :363–374.
- Falgairolle, M. and Cazalets, J. R. (2007). Metachronal coupling between spinal neuronal networks during locomotor activity in newborn rat. *J Physiol*, 580(Pt 1) :87–102. 0022-3751 (Print) Journal Article Research Support, Non-U.S. Gov't.
- Falgairolle, M., de Seze, M., Juvin, L., Morin, D., and Cazalets, J. R. (2006). Coordinated network functioning in the spinal cord : An evolutionary perspective. *J Physiol Paris*, 100(5-6) :304–16. 0928-4257 (Print) Journal Article.
- Feipel, V., Mesmaeker, T. D., Klein, P., and Rooze, M. (2001). Three-dimensional kinematics of the lumbar spine during treadmill walking at different speeds. *European Spine Journal*, 10(1) :16–22.
- Ferris, D. P., Huang, H. J., and Kao, P. C. (2006). Moving the arms to activate the legs. *Exerc Sport Sci Rev*, 34(3) :113–20. 0091-6331 (Print) Journal Article Research Support, Non-U.S. Gov't.
- Folkowski, P., Brunt, D., Bishop, M., and Woo, R. (2002). Does postural instability affect the initiation of human gait ? *Neuroscience Letters*, 323(3) :167–170.
- Frigo, C., Carabalona, R., Mura, M. D., and Negrini, S. (2003). The upper body segmental movements during walking by young females. *Clinical biomechanics*, 18(5) :419–425.
- Geisler, H. C. and Gramsbergen, A. (1998). The EMG development of the longissimus and multifidus muscles after plugging the horizontal semicircular canals. *J*

- Vestib Res*, 8(6) :399–409. 0957-4271 Journal Article.
- Gelat, T., Pellec, A. L., and Breniere, Y. (2006). Evidence for a common process in gait initiation and stepping on to a new level to reach gait velocity. *Exp Brain Res*, 170(3) :336–44. 0014-4819 (Print) Journal Article.
- Gracovetsky, S. (1988). *The Spinal Engine*. Springer-Verlag, New York.
- Gracovetsky, S. A. and Iacono, S. (1987). Energy transfers in the spinal engine. *J Biomed Eng*, 9(2) :99–114. 0141-5425 (Print) Journal Article.
- Gramsbergen, A., Geisler, H. C., Taekema, H., and van Eykern, L. A. (1999). The activation of back muscles during locomotion in the developing rat. *Brain Res Dev Brain Res*, 112(2) :217–28. 0165-3806 Journal Article.
- Gregersen, G. G. and Lucas, D. B. (1967). An in vivo study of the axial rotation of the human thoracolumbar spine. *J Bone Joint Surg Am*, 49(2) :247–62. 0021-9355 (Print) Journal Article.
- Grillner, S., Halbertsma, J., Nilsson, J., and Thorstensson, A. (1979). The adaptation to speed in human locomotion. *Brain Res*, 165(1) :177–82. 0006-8993 (Print) Journal Article.
- Grillner, S. and Wallen, P. (2002). Cellular bases of a vertebrate locomotor system-steering, intersegmental and segmental co-ordination and sensory control. *Brain Res Brain Res Rev*, 40(1-3) :92–106. 0165-0173 Journal Article Review Review, Tutorial.
- Halliday, S. E., Winter, D. A., Frank, J. S., Patla, A. E., and Prince, F. (1998). The initiation of gait in young, elderly, and Parkinson’s disease subjects. *Gait Posture*, 8(1) :8–14. 0966-6362 (Print) Journal article.
- Heliot, R., Dosen, S., Azevedo, C., Espiau, B., and Popovic, D. B. (2007). Online adaptation of optimal control of externally controlled walking of a hemiplegic individual. In *3rd International IEEE/EMBS Conference on Neural Engineering*, pages 36–39, Kohala Coast, HI. Ieee. ISI Document Delivery No. : BGM68 Times Cited : 0 Cited Reference Count : 20.
- Heliot, R. and Espiau, B. (2008). Online generation of cyclic leg trajectories synchronized with sensor measurement. *Robotics and Autonomous Systems*, 56(5) :410–421. ISI Document Delivery No. : 303GD Times Cited : 0 Cited Reference Count : 37.
- Hellgren, J., Grillner, S., and Lanser, A. (1992). COMPUTER-SIMULATION OF THE SEGMENTAL NEURAL NETWORK GENERATING LOCOMOTION IN LAMPREY BY USING POPULATIONS OF NETWORK INTERNEURONS. *BIOLOGICAL CYBERNETICS*, 68(1) :1–13.
- Henriksson, M. and Hirschfeld, H. (2005). Physically active older adults display

- alterations in gait initiation. *Gait and Posture*, 21(3) :289–296.
- Hodges, P. (2001). Changes in motor planning of feedforward postural responses of the trunk muscles in low back pain. *Experimental Brain Research*, 141(2) :261–266.
- Huang, H., Kuiken, T. A., and Lipschutz, R. D. (2009). A Strategy for Identifying Locomotion Modes Using Surface Electromyography. *IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING*, 56(1) :65–73.
- Héliot, R. (2007). *Restauration fonctionnelle de la posture et de la marche : vers la coordination des membres valides et déficients*. PhD thesis, INRIA CEA LETI.
- Ijspeert, A. J. (2001). A connectionist central pattern generator for the aquatic and terrestrial gaits of a simulated salamander. *Biological Cybernetics*, 84(5) :331–348. ISI Document Delivery No. : 427CL Times Cited : 86 Cited Reference Count : 50.
- Ijspeert, A. J., Crespi, A., and Cabelguen, J. M. (2005). Simulation and robotics studies of salamander locomotion : applying neurobiological principles to the control of locomotion in robots. *Neuroinformatics*, 3(3) :171–95. 1539-2791 (Print) Journal Article.
- Ijspeert, A. J., Crespi, A., Ryczko, D., and Cabelguen, J. M. (2007). From swimming to walking with a salamander robot driven by a spinal cord model. *Science*, 315(5817) :1416–20. Journal Article Research Support, Non-U.S. Gov't United States.
- Ivanenko, Y. P., Poppele, R. E., and Lacquaniti, F. (2004). Five basic muscle activation patterns account for muscle activity during human locomotion. *J Physiol*, 556(Pt 1) :267–82. 0022-3751 (Print) Journal Article Research Support, Non-U.S. Gov't.
- Jayne, B. and Lauder, G. (1995). Are muscle fibers within fish myotomes activated synchronously? Patterns of recruitment within deep myomeric musculature during swimming in largemouth bass. *J Exp Biol*, 198(Pt 3) :805–15. 0022-0949 (Print) Journal article.
- Kapandji, I. (1994). *Physiologie articulaire. 3. Tronc et rachis*. Maloine edition.
- Koehler, W. J., Schomburg, E. D., and Steffens, H. (1984). Phasic modulation of trunk muscle efferents during fictive spinal locomotion in cats. *J Physiol*, 353 :187–97. 0022-3751 Journal Article.
- Konz, R. J., Fatone, S., Stine, R. L., Ganju, A., Gard, S. A., and Ondra, S. L. (2006). A kinematic model to assess spinal motion during walking. *Spine*, 31(24) :E898–906. 1528-1159 (Electronic) Journal Article Research Support, N.I.H., Extramural Research Support, Non-U.S. Gov't Research Support, U.S. Gov't, Non-P.H.S.

- Validation Studies.
- Kopell, N., Ermentrout, G., and Williams, T. (1991). ON CHAINS OF OSCILLATORS FORCED AT ONE END. *SIAM JOURNAL ON APPLIED MATHEMATICS*, 51(5) :1397–1417.
- Krebs, D. E., Wong, D., Jevsevar, D., Riley, P. O., and Hodge, W. A. (1992). Trunk kinematics during locomotor activities. *Phys Ther*, 72(7) :505–14. 0031-9023 (Print) Journal Article Research Support, U.S. Gov't, Non-P.H.S.
- Kubo, M. and Ulrich, B. (2006). Coordination of pelvis-hat (head, arms and trunk) in antero posterior and medio-lateral directions during treadmill gait in preadolescents with/without down syndrome. *Gait and Posture*, 23(4) :512–518.
- Kuiken, T. A., Li, G., Lock, B. A., Lipschutz, R. D., Miller, L. A., Stubblefield, K. A., and Englehart, K. B. (2009). Targeted Muscle Reinnervation for Real-time Myoelectric Control of Multifunction Artificial Arms. *JAMA-JOURNAL OF THE AMERICAN MEDICAL ASSOCIATION*, 301(6) :619–628.
- Kuo, A. D. (2007). The six determinants of gait and the inverted pendulum analogy : A dynamic walking perspective. *Hum Mov Sci*, 26(4) :617–56. Journal Article Review Netherlands.
- Lamoth, C., Beek, P., and Meijer, O. (2002a). Pelvis–thorax coordination in the transverse plane during gait. *Gait & Posture*, 16(2) :101–114.
- Lamoth, C. J., Meijer, O. G., Daffertshofer, A., Wuisman, P. I., and Beek, P. J. (2006). Effects of chronic low back pain on trunk coordination and back muscle activity during walking : changes in motor control. *Eur Spine J*, 15(1) :23–40. 0940-6719 (Print) Journal Article.
- Lamoth, C. J., Meijer, O. G., Wuisman, P. I., van Dieen, J. H., Levin, M. F., and Beek, P. J. (2002b). Pelvis-thorax coordination in the transverse plane during walking in persons with nonspecific low back pain. *Spine*, 27(4) :E92–9. 1528-1159 (Electronic) Clinical Trial Controlled Clinical Trial Journal Article.
- Lovejoy, C. O. (2005). The natural history of human gait and posture. Part 2. Hip and thigh. *Gait Posture*, 21(1) :113–24. 0966-6362 (Print) Comparative Study Journal Article Research Support, U.S. Gov't, Non-P.H.S. Review.
- MacDonald, D. A., Moseley, G. L., and Hodges, P. W. (2006). The lumbar multifidus : does the evidence support clinical beliefs? *Man Ther*, 11(4) :254–63. 1356-689X (Print) Journal Article Research Support, Non-U.S. Gov't Review.
- Mann, R. A., Hagy, J. L., White, V., and Liddell, D. (1979). The initiation of gait. *J Bone Joint Surg Am*, 61(2) :232–9. 0021-9355 (Print) Journal Article.
- Matsushima, T. and Grillner, S. (1992). Neural mechanisms of intersegmental coordination in lamprey : local excitability changes modify the phase coupling along

- the spinal cord. *J Neurophysiol*, 67(2) :373–88. 0022-3077 Journal Article.
- McClellan, A. D. and Hagevik, A. (1999). Coordination of spinal locomotor activity in the lamprey : long-distance coupling of spinal oscillators. *Exp Brain Res*, 126(1) :93–108. 0014-4819 Journal Article.
- Mickelborough, J., Linden, M. V. D., Tallis, R., and Ennos, A. (2004). Muscle activity during gait initiation in normal elderly people. *Gait and Posture*, 19(1) :50–57.
- Miller, L. A., Lipschutz, R. A., Stubblefield, K. A., Lock, B. A., Huang, H., Williams, III, T. W., Weir, R. F., and Kuiken, T. A. (2008). Control of a Six Degree of Freedom Prosthetic Arm After Targeted Muscle Reinnervation Surgery. *ARCHIVES OF PHYSICAL MEDICINE AND REHABILITATION*, 89(11) :2057–2065. 12th World Congress of the International-Society-for-Prosthetics-and-Orthotics, Vancouver, CANADA, JUL 29-AUG 03, 2007.
- Moe-Nilssen, R. and Helbostad, J. (2004). Estimation of gait cycle characteristics by trunk accelerometry. *Journal of biomechanics*, 37(1) :121–126.
- Murray, M. P., Drought, A. B., and Kory, R. C. (1964). Walking Patterns Of Normal Men. *J Bone Joint Surg Am*, 46 :335–60. 0021-9355 (Print) Journal Article.
- Murray, M. P., Kory, R. C., Clarkson, B. H., and Sepic, S. B. (1966). Comparison of free and fast speed walking patterns of normal men. *Am J Phys Med*, 45(1) :8–23. 0002-9491 (Print) Journal Article.
- Nadeau, S., Amblard, B., Mesure, S., and Bourbonnais, D. (2003). Head and trunk stabilization strategies during forward and backward walking in healthy adults. *Gait & Posture*, 18(3) :134–142.
- Nieuwenhuijzen, P. H. and Duysens, J. (2007). Proactive and reactive mechanisms play a role in stepping on inverting surfaces during gait. *J Neurophysiol*, 98(4) :2266–73. Journal Article Research Support, Non-U.S. Gov't United States.
- Nilsson, J., Thorstensson, A., and Halbertsma, J. (1985). Changes in leg movements and muscle activity with speed of locomotion and mode of progression in humans. *Acta Physiol Scand*, 123(4) :457–75. 0001-6772 (Print) Journal Article.
- Patchay, S. and Gahery, Y. (2003). Effect of asymmetrical limb loading on early postural adjustments associated with gait initiation in young healthy adults. *Gait Posture*, 18(1) :85–94. 0966-6362 (Print) Journal Article.
- Patchay, S., Gahery, Y., and Serratrice, G. (2002). Early postural adjustments associated with gait initiation and age-related walking difficulties. *Mov Disord*, 17(2) :317–26. 0885-3185 (Print) Journal Article.
- Prince, F., Winter, D., Stergiou, P., and Walt, S. (1994). Anticipatory control of upper body balance during human locomotion. *Gait and Posture*, 2 :19–25.

- Radebold, A., Cholewicki, J., Panjabi, M. M., and Patel, T. C. (2000). Muscle response pattern to sudden trunk loading in healthy individuals and in patients with chronic low back pain. *Spine*, 25(8) :947–54. 0362-2436 (Print) Journal Article.
- Roberts, A., Soffe, S. R., Wolf, E. S., Yoshida, M., and Zhao, F. Y. (1998). Central circuits controlling locomotion in young frog tadpoles. *Ann N Y Acad Sci*, 860 :19–34. 0077-8923 Journal Article Review Review, Tutorial.
- Rose, J. and Gamble, J. G. (2006). *Human walking*. Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia, 3rd edition. edited by Jessica Rose, James G. Gamble. ill. ; 29 cm. Human locomotion – The evolution of human walking – Kinematics of normal human walking – Kinetics of normal walking – Energetics of walking – Muscle activity during walking – Development of gait – Gait adaptations in adulthood : pregnancy, aging, and alcoholism – Walking for health – Gait analysis : clinical decision making – Lower limb prostheses : implications and applications – Simulation of walking – The next step : restoring walking after paralysis – Human walking : six take-home lessons.
- Sartor, C., Alderink, G., Greenwald, H., and Elders, L. (1999). Critical kinematic events occurring in the trunk during walking. *Human Movement Science*, 18(5) :669–679.
- Saunders, J., Inman, V., and Eberhart, H. (1953). The major determinants in normal and pathological gaits. *J Bone Joint Surg Am*, 35-A(3) :543–58.
- Saunders, S., Rath, D., and Hodges, P. (2004). Postural and respiratory activation of the trunk muscles changes with mode and speed of locomotion. *Gait and Posture*, 20(3) :280–290.
- Saunders, S., Schache, A., Rath, D., and Hodges, P. (2005). Changes in three dimensional lumbo-pelvic kinematics and trunk muscle activity with speed and mode of locomotion. *Clinical Biomechanics*, 20(8) :784–793.
- Syczewska, M., Öberg, T., and Karlsson, D. (1999). Segmental movements of the spine during treadmill walking with normal speed. *Clinical Biomechanics*, 14(6) :384–388.
- Taga, G., Yamaguchi, Y., and Shimizu, H. (1991). SELF-ORGANIZED CONTROL OF BIPEDAL LOCOMOTION BY NEURAL OSCILLATORS IN UNPREDICTABLE ENVIRONMENT. *BIOLOGICAL CYBERNETICS*, 65(3) :147–159.
- Thorstensson, A., Carlson, H., Zomlefer, M. R., and Nilsson, J. (1982). Lumbar back muscle activity in relation to trunk movements during locomotion in man. *Acta Physiol Scand*, 116(1) :13–20. 0001-6772 Journal Article.
- Thorstensson, A., Nilsson, J., Carlson, H., and Zomlefer, M. R. (1984). Trunk

- movements in human locomotion. *Acta Physiol Scand*, 121(1) :9–22. 0001-6772 (Print) Journal Article.
- Tokuno, C. D. and Eng, J. J. (2006). Gait initiation is dependent on the function of the paretic trailing limb in individuals with stroke. *Gait Posture*, 24(4) :424–8. 0966-6362 (Print) Journal Article Research Support, Non-U.S. Gov't.
- Traven, H., Brodin, L., Lanser, A., EKEBERG, O., WALLEN, P., and GRILLNER, S. (1993). COMPUTER-SIMULATIONS OF NMDA AND NON-NMDA RECEPTOR-MEDIATED SYNAPTIC DRIVE - SENSORY AND SUPRASPINAL MODULATION OF NEURONS AND SMALL NETWORKS. *JOURNAL OF NEUROPHYSIOLOGY*, 70(2) :695–709.
- van Emmerik, R. E. and Wagenaar, R. C. (1996). Effects of walking velocity on relative phase dynamics in the trunk in human walking. *J Biomech*, 29(9) :1175–84. 0021-9290 (Print) Journal Article Research Support, Non-U.S. Gov't.
- Velliste, M., Perel, S., Spalding, M. C., Whitford, A. S., and Schwartz, A. B. (2008). Cortical control of a prosthetic arm for self-feeding. *NATURE*, 453(7198) :1098–1101.
- Wadden, T., Hellgren, J., Lansner, A., and Grillner, S. (1997). Intersegmental coordination in the lamprey : Simulations using a network model without segmental boundaries. *BIOLOGICAL CYBERNETICS*, 76(1) :1–9.
- Wagenaar, R. C. and van Emmerik, R. E. (2000). Resonant frequencies of arms and legs identify different walking patterns. *J Biomech*, 33(7) :853–61. 0021-9290 (Print) Journal Article Research Support, Non-U.S. Gov't.
- Wannier, T., Bastiaanse, C., Colombo, G., and Dietz, V. (2001). Arm to leg coordination in humans during walking, creeping and swimming activities. *Exp Brain Res*, 141(3) :375–9. 0014-4819 (Print) Journal Article Research Support, Non-U.S. Gov't.
- Williams, T. (1992). PHASE COUPLING IN SIMULATED CHAINS OF COUPLED OSCILLATORS REPRESENTING THE LAMPREY SPINAL-CORD. *NEURAL COMPUTATION*, 4(4) :546–558.
- Witte, H., Hoffmann, H., Hackert, R., Schilling, C., Fischer, M., and Preuschoft, H. (2004). Biomimetic robotics should be based on functional morphology. *Journal of Anatomy*, 204(5) :331.
- Zehr, E. P., Carroll, T. J., Chua, R., Collins, D. F., Frigon, A., Haridas, C., Hundza, S. R., and Thompson, A. K. (2004). Possible contributions of CPG activity to the control of rhythmic human arm movement. *Can J Physiol Pharmacol*, 82(8-9) :556–68. 0008-4212 (Print) Journal Article Review.
- Zehr, E. P. and Duysens, J. (2004a). Regulation of arm and leg movement during

- human locomotion. *neuroscientist*, 10(4) :347–361.
- Zehr, E. P. and Duysens, J. (2004b). Regulation of arm and leg movement during human locomotion. *Neuroscientist*, 10(4) :347–61. 1073-8584 (Print) Journal Article Review.
- Zehr, E. P. and Hundza, S. R. (2005). Forward and backward arm cycling are regulated by equivalent neural mechanisms. *J Neurophysiol*, 93(1) :633–40. 0022-3077 (Print) Journal Article.
- Zomlefer, M. R., Provencher, J., Blanchette, G., and Rossignol, S. (1984). Electromyographic study of lumbar back muscles during locomotion in acute high decerebrate and in low spinal cats. *Brain Res*, 290(2) :249–60. 0006-8993 Journal Article.





# Annexes

# Comparison of Trunk Activity during Gait Initiation and Walking in Humans

Jean-Charles Ceccato<sup>1,4,9</sup>, Mathieu de Sèze<sup>2,3,9</sup>, Christine Azevedo<sup>4</sup>, Jean-René Cazalets<sup>1\*</sup>

**1** Université de Bordeaux, UMR 5227, laboratoire « Mouvement adaptation cognition », CNRS (Centre National de la recherche scientifique), Bordeaux, France, **2** Université Victor Segalen de Bordeaux 2, Laboratoire d'anatomie, EA 4136 Handicap et système nerveux-IFR8-IFR25, Bordeaux, France, **3** Service de Médecine Physique et Réadaptation, Pôle Neurosciences Cliniques, CHU (Centre Hospitalier Universitaire) Pellegrin, Bordeaux, France, **4** INRIA (Institut National de recherche en Informatique et Automatique) / LIRMM (Laboratoire d'Informatique, Robotique et Microélectronique de Montpellier), team DEMAR, Montpellier, France

## Abstract

To understand the role of trunk muscles in maintenance of dynamic postural equilibrium we investigate trunk movements during gait initiation and walking, performing trunk kinematics analysis, Erector spinae muscle (ES) recordings and dynamic analysis. ES muscle expressed a metachronal descending pattern of activity during walking and gait initiation. In the frontal and horizontal planes, lateroflexion and rotation occur before in the upper trunk and after in the lower trunk. Comparison of ES muscle EMGs and trunk kinematics showed that trunk muscle activity precedes corresponding kinematics activity, indicating that the ES drive trunk movement during locomotion and thereby allowing a better pelvis mobilization. EMG data showed that ES activity anticipates propulsive phases in walking with a repetitive pattern, suggesting a programmed control by a central pattern generator. Our findings also suggest that the programs for gait initiation and walking overlap with the latter beginning before the first has ended.

**Citation:** Ceccato J-C, de Sèze M, Azevedo C, Cazalets J-R (2009) Comparison of Trunk Activity during Gait Initiation and Walking in Humans. PLoS ONE 4(12): e8193. doi:10.1371/journal.pone.0008193

**Editor:** Jonatan R. Ruiz, Karolinska Institutet, Sweden

**Received:** May 28, 2009; **Accepted:** October 25, 2009; **Published:** December 7, 2009

**Copyright:** © 2009 Ceccato et al. This is an open-access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution License, which permits unrestricted use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original author and source are credited.

**Funding:** This work was funded in part by the Ministère de la Recherche (ACI Neuroscience; ACI Plateformes Technologiques 032645), Région Aquitaine, and by the DGA 0334045. The funders had no role in study design, data collection and analysis, decision to publish, or preparation of the manuscript.

**Competing Interests:** The authors have declared that no competing interests exist.

\* E-mail: jean-rene.cazalets@u-bordeaux2.fr

<sup>9</sup> These authors contributed equally to this work.

## Introduction

Since the first studies on human locomotion, motor control investigations have mainly examined the lower limbs as the primary actors in locomotion, while the trunk and its control during walking has received much less attention [1,2] [3–6]. In humans, the trunk represents 60% of the total body mass with its high position relative to the feet allowing it to exert an important “inverted pendulum” leverage effect [7]. However, the trunk is highly articulated and actuated by many muscles, providing it with the versatility to participate actively in the various motor tasks that humans undertake [8], while maintaining trunk balance. This versatility therefore suggests a necessity for a complex regulation of trunk movements resulting from a combination of anticipatory and reactive muscular actions.

Kinematic studies during walking have demonstrated a general inclination of the trunk in the sagittal plane, a lateroflexion on each side per cycle in the frontal plane and a phase opposition between higher and lower trunk rotations in the horizontal plane [9,10]. Electromyographic studies have highlighted the importance of the ES in the organization of locomotor patterns during walking [11–13] and other various rhythmic motor tasks [12]. During forward walking, ES activity occurs mainly around the double support phase [5,14], with a sequential organization along the spinal axis from top to bottom [12,15]. This motor pattern presents similarities with the caudo-rostral metachronal (segment by segment) propagating patterns that have already been observed from electrophysiological and kinematic studies in newborn rats [16,17] and lamprey [18].

The aim of the present study was to understand the role of the trunk ES muscles in dynamic postural equilibrium by comparing their activation during two different tasks, gait initiation and walking, the first being a transition between postural and dynamic stability while the second is mainly dynamically stabilized. To extend the comprehension of the role of the metachronal activation of ES during walking [12] it was necessary to link it to synchronized kinematics and dynamic data analyses. However, studying an activity such as walking presents a major drawback, since due to its cyclic nature, it is not possible to discriminate between anticipatory and reactive adjustments. Moreover to our knowledge little work has been done on the muscular and kinematic activity of the upper body during gait initiation. Therefore, in the present study, we have compared trunk activity during both gait initiation and steady state walking in order to gain further insight into 1), the role of ES activity in normal walking, and specifically, how this muscle contributes to driving trunk movement that facilitate lifting the pelvis and the leg 2), how trunk activity is programmed during a transition between postural and dynamical state like gait initiation.

## Materials and Methods

### Subjects

Nine healthy men were recruited for this study from university students and the local community. Their ages, heights and weights ranged from 23 to 42 years ( $27 \pm 6$  years), 168 to 191 cm

(179±7 cm) and 65 to 81 kg (70±6 kg), respectively. Their body mass index was inferior to 25 kg/m<sup>2</sup> (21±1 kg/m<sup>2</sup>). We tested the leading leg dominance of each subject with two tests: (1) 3 imbalance trials, by pushing their back from a quiet stance, and (2) 3 gait initiations before mounting any equipment on them. Four subjects were left-leg dominant and five were right-leg dominant (i.e. initiating walking with the left or right leg respectively). They had no history of back pain or any disorder related to the locomotor apparatus. The subjects gave their written informed consent and the procedures were approved by the local ethics committee, Comité de protection des personnes Bordeaux A n° 2005/46, and are in accordance with the ethical standards in the Declaration of Helsinki.

## Procedure

The subjects wore shorts and sandals and were asked to walk over a delimited 11 m pathway on the floor always in the same direction. The calibration area (1.2 m×4 m centered on force plates) was in the middle of this pathway. Each subject performed: (1) 5 gait initiation trials starting with one foot on each force plate and was asked to walk at his “natural speed”, beginning with their leading leg; (2) 10 walking trials starting 4 meters ahead of the force plates and walking at a “steady” speed when he entered the recording area and reached the force plates. Between each trial the subjects rested for 3 minutes. All recording systems presented below (force plates, EMG and kinematics) were synchronized in time.

## EMG

The protocol for ES muscle EMG recordings was the same as described previously (de Seze et al. 2008). Tripolar surface electrodes (two poles for signal and one pole for mass, Thought Technology, Canada, 10 mm diameter, 10 mm inter-electrode distance) were connected to EMG recording units (KineMyo units, Kine ehf, Iceland). In the present study the following muscles were recorded: *Erector Spinae* (ES) monitored bilaterally at various spine levels (C7, T3, T7, T12, L3) according to previous observations. In accordance with previous studies on gait initiation, we recorded the *gastrocnemius* (GN) of the first stance leg and *tibialis anterior* (TA) of the first swing leg in the initiation step. These muscles are the first to be activated during gait initiation [19].

## Kinematics

Trunk and other body part movements were recorded using a 3D optical motion capture system (Elite, BTS, Italy). We used 8 cameras (sampling frequency of 100 Hz) to have a calibrated area of 3.5×1.2×1.8 m<sup>3</sup> and a system-announced precision of 2 mm position error. We used spherical reflecting passive markers 15 mm in diameter. Markers were placed on the spinous processes of the C7, T3, T7, T12, L3 and S1 vertebra. Other markers were placed on the sternal notch, shoulders (acromions), wrists, antero-superior iliac spines, trochanters, knees, ankles and three markers on the head (2 temporal and occiput).

Data were processed using the Biomech software (BTS, Italy) to reconstruct the marker positions. Space calibration was oriented such that the X-axis was aligned with the walking direction, the Y-axis was vertical and the Z-axis was transversal to walking direction in the subject from left to right. According to this orientation, the planes used to study kinematic data were defined as follows: sagittal plane (XY), frontal plane (YZ) and horizontal plane (XZ).

## Dynamics

3D forces and torques under each foot were recorded during the initiation step and during one cycle for each walking trial at 1kHz.

The force plates (AMTI, USA) were spatially calibrated together with the Elite system to assess the center of pressure (COP) position in the same reference than kinematics data. The position of the COP was calculated during gait initiation and walking as the barycenter of each plate COP (maximum one foot per force plate at all time), balanced with the corresponding resultant forces.

## Data Analysis

EMGs were high-pass filtered at 35 Hz with Kineworks software (Kine ehf, Iceland), and then rectified, smoothed with moving average window algorithm and time-normalized in cycles with a custom-made routine under Scilab software (INRIA, France). The instants of maxima and beginning of bursts were detected in each cycle using AxographX software (AxoGraph Scientific, Australia) and then averaged.

Kinematic data were smoothed and processed with Smart Analyzer (BTS, Italy) for time normalization and to calculate average positions, distances and angles. We defined direction of angles in each plane, so that the “positive direction” was X to Y in the sagittal plane, Z to Y in the frontal plane and Z to X in the horizontal plane. In order to compare right-leg and left-leg dominant subjects in the gait initiation task, we performed symmetry on angles (around 0° or 180° considering cases) in the frontal and horizontal plane and on EMGs (inversion of left and right EMGs) of left-leg dominant subjects. This allowed us to combine left-leg and right-leg dominant subjects for averaging.

These data were then exported in text files for graphic design with Igor Pro (Wavemetrics, USA).

## Gait Initiation and Walking Cycle Definition

To average trials and compare gait initiation and walking, we first defined the normalized cycles. Each individual cycle was extracted from locomotor sequences using an index based on kinematic and dynamic data. As shown in Figure 1A, a highly reproducible and easy to use kinematic event was the “ankle crossing” instant (ankles in front of each other in sagittal plane) in the forward direction (X-axis). To automatically detect this event, we used the inter-ankle distance in the X direction (Fig. 1B) as the reference signal, and “ankle-crossing” instants were located when this signal was equal to zero. The walking cycle was then defined by two successive zero crossings of the inter-ankle distance in the same direction (up or down). The other ankle crossing for each walking cycle occurred at 50% of the cycle.

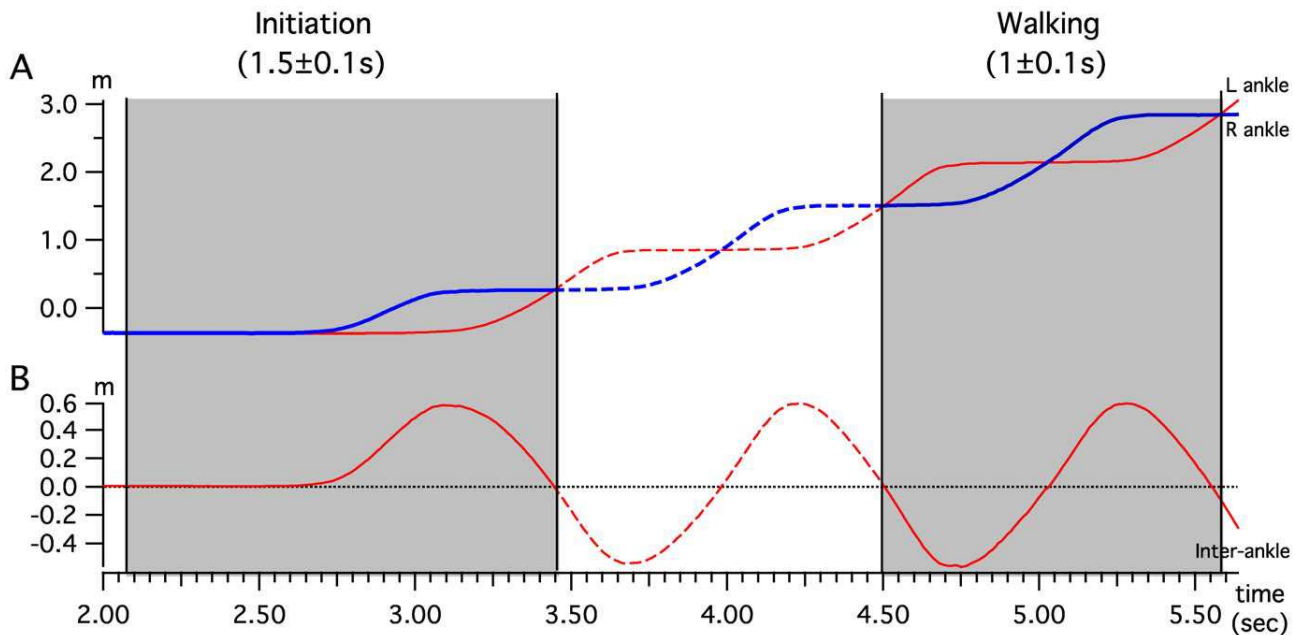
For gait initiation, the end of the period was defined by the “ankle crossing”. After the first toe off, the first swinging ankle raised vertically (Y-axis) more than it moved forward (X-axis) (Fig. 2A1). From this “ankle-crossing” time point, the middle of gait initiation was set at the first toe off (exactly 45%) and using a pre-trigger, the total cycle was defined from 0%. This allowed us good comparison of first step gait initiation and walking cycle, while providing sufficient time before first toe off to include all the main events occurring during the preparatory phase of gait initiation, as shown below.

As illustrated in Figure 2 (bottom bars), the sub-phases between two events were defined as follows: release from T0 to maxCOP, unloading (UL) from maxCOP to first toe off, right or left swing (R swing or LS, white areas) from one toe off to the next heel on and double support (DS, shaded areas) between heel on and toe off [20].

## Results

### Gait Initiation and Walking Cycle Parameters

For all subjects, the mean duration for gait initiation phase was 1.5±0.1 s and walking cycle was 1±0.1 s with step length of



**Figure 1. Gait initiation and walking cycle parameters: definition.** A) Trajectory of left and right ankle displacement in the forward direction for gait initiation and walking. The beginning and end of the cycle are set when the two curves cross each other in the same direction. B) Inter-ankle distance in the forward direction for gait initiation and walking. The beginning and end of the cycle are set when the curve crosses the 0 in the same direction.

doi:10.1371/journal.pone.0008193.g001

$0.7 \pm 0.2$  m. The “natural walking speed” calculated from these values was  $1.4 \pm 0.2$  m.s<sup>-1</sup> ( $5.1$  km.h<sup>-1</sup>). Using the method described above for temporal cycle normalization, we identified EMG, kinematic and dynamic signals for averaging and statistical analysis.

Figures 2A1 and 2A2 present the mean ( $\pm$ SD) inter-ankle distance on the three axes for one subject. Figures 2B1 and 2B2 present corresponding force plate data allowing the determination of the main events and phases of gait initiation and walking. Double support started with a heel-on and ended with a toe-off during normal walking. The main events mean timings during gait initiation and walking are reported Table 1. From these data, we established that the first double support phase represents at mean 11% (220 ms) of gait initiation phase according to our definition of gait initiation, and 10% (100 ms) of the walking cycle, which is in agreement with the literature [21].

### Gait Initiation and Walking Legs Characteristics

Figure 3 presents the activity of two leg muscles, the right *tibialis anterior* and the left *gastrocnemius*, and the trajectory of the center of pressure (COP) in the horizontal plane, for gait initiation and walking tasks in one subject (right-leg dominant). These recorded muscles are known to be the first to be active during gait initiation [22], starting with the activation of first swing leg *tibialis anterior* (TA) at  $15 \pm 8\%$  of our normalized phase, synchronized with the inhibition of the first stance leg *gastrocnemius* (GN). At the end of the first swing, the stance leg GN showed a burst with a peak at heel on while the swing leg TA showed a second peak at the second toe off.

During gait (Fig. 3A2), TA presented a comparable motor pattern to the one observed during gait initiation with an activity starting just after toe off on the swing leg side (right side in the example presented), presenting a first peak at mid-swing and reaching its major peak at the next toe off. A peak of GN activity

was observed on the stance side just before heel on like in the first step of initiation.

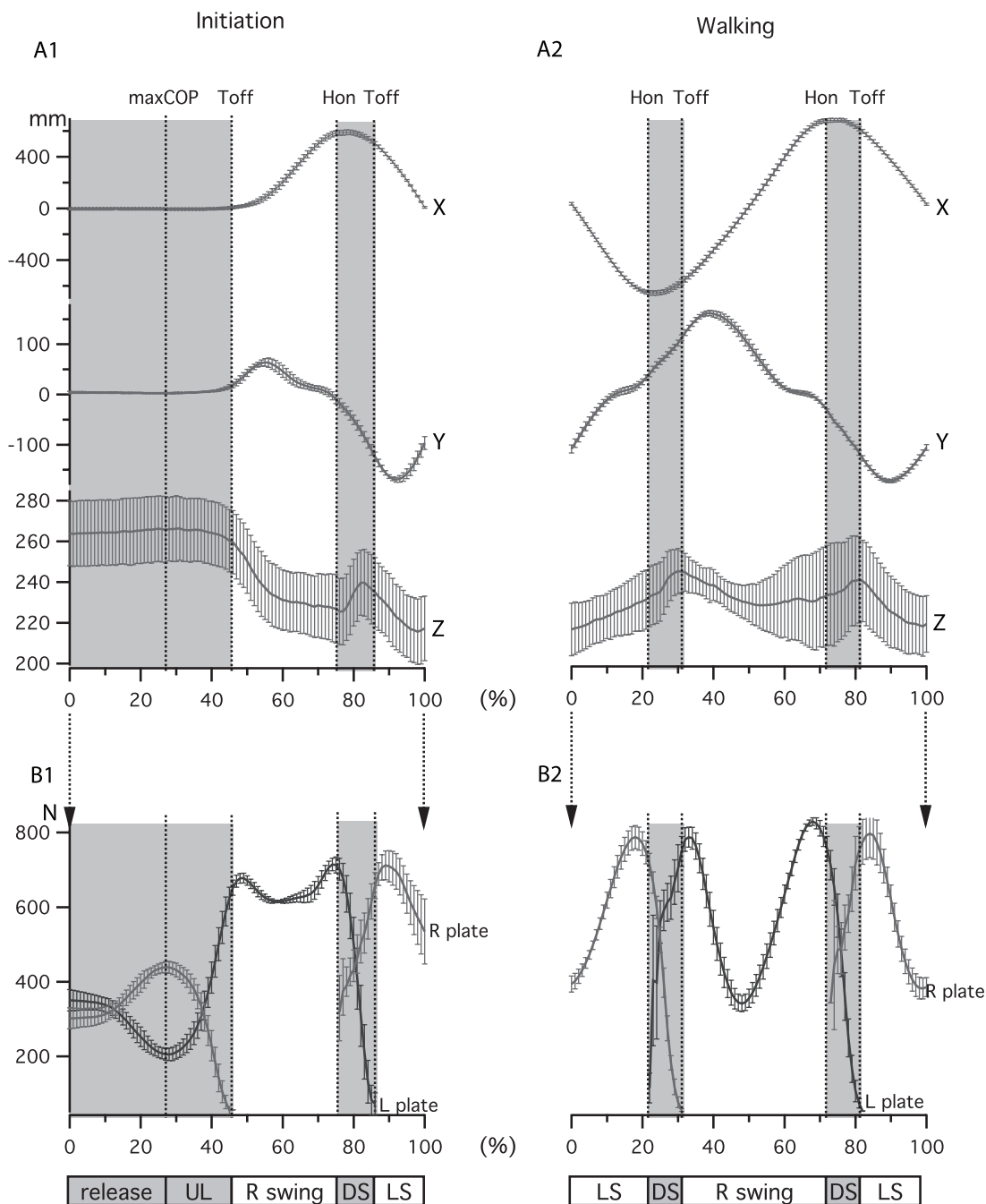
The trajectory of the center of pressure (COP, Fig. 3B) was reconstructed from force plate data during gait initiation and walking trials. Each cross in the figure represents the COP value at a given percentage of gait initiation and walking (shaded areas represent double support phase). Starting from T0 point at quiet stance, the COP went backward towards the first swing leg (right here) and then forward towards the first stance leg (left here) during the preparation phase (release + unloading).

During walking, the COP is located under the stance foot during the swing phase and transfer from one foot to the other during double support (gray areas in all figures). The force developed under swing foot at heel on explains the “jumps” in COP positions. The data values presented here are in accordance with previous studies [20,23,24], indicating that the method we used was suitable to analyze both gait initiation and walking.

### Comparison of Erector Spinae EMG Activity during Gait Initiation and Walking

Figure 4A presents time-normalized ES EMG signals from one gait initiation and one walking cycle for one subject. The bar diagram in Figure 4B extends these results by reporting mean onset, peak and durations of bursts for all subjects.

During gait initiation, there was an activation of ES on the swing leg side (hatched black bursts) prior to toe off, but not on the other side (Fig. 4A1). This burst activation was propagated rostrocaudally from segment C7 to segment L3 while the corresponding peaks (triangles) were more in phase. At the end of the first swing, a second activation was observed with strong bursts that presented a descending pattern on the left side (hatched black zone), with bursts of weaker amplitude and less identifiable time organization on the right side (hatched grey zone). The bursts labeled in black were called main bursts and those labeled in grey secondary bursts.



**Figure 2. Definition of main events from inter-ankle distance and force plate during gait initiation and walking.** A) Mean $\pm$ SD inter-ankle distance on the three axes of space during gait initiation and walking in one subject. B) Mean $\pm$ SD of vertical resultant force along Y axes on each force plate (R, Right, L, Left) allowing definition of events and phases of gait initiation and walking cycle. doi:10.1371/journal.pone.0008193.g002

The bar diagram in figure 4B1 summarizes these observations for all subjects. For the first main bursts (prior to the first toe off), it was not possible to precisely define their ends owing to their weak amplitude. Therefore Figure 4B1 only shows their corresponding beginnings (black lines) and peaks (triangles) at various levels. The activity started at C7 level around maxCOP ( $30\pm 6\%$ ), continued at T3 level just after maxCOP ( $34\pm 5\%$ ) and then at T7, T12 and L3 levels (L3 activity detectable only in 3 subjects out of 9) in the middle of the unloading phase ( $38\pm 5\%$ ,  $38\pm 3\%$  and  $37\pm 3\%$

respectively). Linear regression analysis showed that there was a systematic and significant change in the latency with the distance ( $P<0.05$ ) with a slope value of 0.6% per spinal level. The correspondent delay between bursts onset at C7 and L3 level during the preparation phase (release+unloading) was 10%, this correspond to 152 ms when considering the mean absolute duration of gait initiation. During the first swing, the second main ES bursts started on the stance leg side at C7 level in the middle of the swing ( $66\pm 6\%$ ), continued at T3 level just before heel on

**Table 1.** Mean±SD timings of foot contacts, events and phases during gait initiation and walking.

A. Gait initiation						
Events	T0	maxCOP	1 <sup>st</sup> Toff	1 <sup>st</sup> Hon	2 <sup>nd</sup> Toff	ankle crossing
Timings	0%	27.5±3.3%	45%	75.3±1.6%	86.4±1.3%	100%
Sub-phases	release	unloading(UL)	R swing	DS	L swing	
B. Walking						
Events	ankle crossing	Hon	Toff	Hon	Toff	ankle crossing
Timings	0%	21.2±0.9%	31.4±0.9%	21.5±0.7%	81.7±0.7%	100%
Sub-phases	L swing	DS	R swing	DS	L swing	

doi:10.1371/journal.pone.0008193.t001

(72±7%) and then at T7, T12 and L3 levels in the middle of double support (80±2%, 81±1%, 83±2% respectively). Linear regression also showed a systematic and significant change in the latency with the distance ( $P<0.05$ ) with a slope value of 1.1% per spinal level. From C7 to L3 levels, the ES muscles onset delay was 17.5%, this correspond to 260 ms when considering the mean absolute duration of gait initiation. Corresponding peaks were synchronized with the toe off, with a short descending delay (2.6%) from C7 (83.5±4%) to L3 (87±2%) level. The corresponding burst ends occurred at the beginning of the swing phase with a lag comparable to the corresponding peaks.

During walking (Fig. 4A2), the same type of motor pattern was observed with two bursts occurring during one cycle on both sides at each muscle level. The main bursts (hatched black zone) started at C7 after mid-swing on the stance leg side (right during left swing, left during right swing), then the activity at the other axial levels started sequentially from top to bottom. The secondary bursts (hatched grey zone) presented a weaker time-organized motor pattern and they still occurred during the same period as the main activity on the contralateral side.

Figure 4B2 extends the observations to all subjects for the walking condition. The main ES activity (hatched black bars) presented a rostrocaudal metachronal pattern, like during gait initiation. The activity started at C7 after mid-swing (9±6%, 59±4%), propagated to T3 before heel on (15±4%, 65±2%), to T7 at heel on (slightly earlier than during gait initiation, 22±4%, 73±2%), to T12 after heel on (24±1%, 75±1%) and to L3 in the middle of double support (27±3%, 77±2%). Linear regression also showed a systematic and significant change in the latency with the distance ( $P<0.05$ ) with a slope value of 1.1% per spinal level. From C7 to L3 level, the corresponding activation delay was 17.5%, this represents 175 ms when considering the mean absolute duration of gait initiation. This delay is comparable in percentage of the cycle to that observed during gait initiation (17.5%). During walking, the peaks of main bursts at C7 and T3 occurred in the middle of double support (26±6%, 29±4% and 74±9%, 79±4%), which is slightly earlier than during gait initiation. At T7, T12 and L3, they occurred at toe off, like during gait initiation. Finally, for all main bursts, the burst ends were synchronized just after toe off. The secondary bursts of ES activity (hatched grey bars) were weaker and with a variable temporal organization that did not allow precise analysis.

### Description of Trunk Kinematics

As a first approach to analyze trunk kinematics, we plotted the mean marker positions for one subject every 10% of gait initiation

phase and walking cycle in the sagittal, frontal and horizontal planes (Fig. 5).

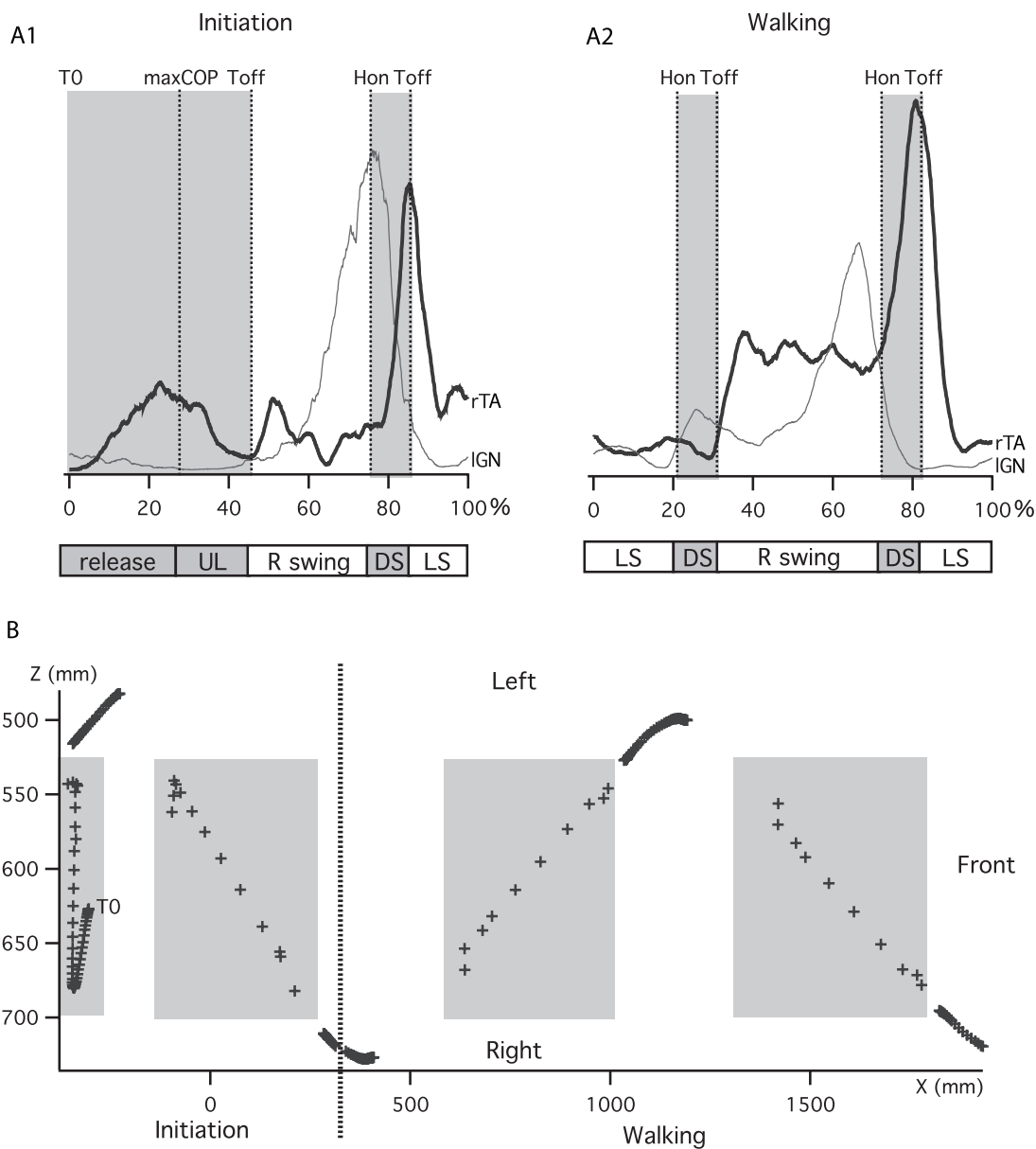
**Sagittal plane.** During gait initiation (Fig. 5A1), there was a general inclination during the preparatory phase until the double support phase that was concomitant with a decrease in lordosis angle. During walking (Fig. 5A2), the lordosis decrease observed at the end of gait initiation persisted. Trunk inclination oscillated cyclically with the highest position occurring just before double support and the lowest one just after double support.

**Frontal plane.** During gait initiation (Fig. 5B1), there was a bending towards the side of the first stance leg (here the left side) during the preparatory phase until the middle of the unloading phase. This bending was reversed towards the side of the first swing leg (here the right side), passing through an aligned position at the transition between unloading and swing phase until the middle of the double support phase, where it reached its maximum. Finally, bending began towards the new swing leg, reaching the aligned position at 100% (ankles crossing). At the same time, the S1C7 axis presented an inclination towards the stance leg during swing and was vertical during double support when bending was maximal. During walking (Fig. 5B2), a comparable kinematic pattern was observed, with the aligned position occurring at 50% and 100% (ankles crossing) and bending towards the swing leg side reaching its maximum in the middle of the next double support phases. Interestingly, both during gait initiation and walking, the inversion of curvature occurred top-down, being initiated first in the upper trunk (thoracic area) and then in the lower trunk (lumbar area). There was a correspondance between ES muscle activities (Fig. 5B1 and Fig. 5B2) and trunk curvature. This indicated that the inclination towards one side was preceded by and concomitant with the metachronal descending ES muscle activity on the same side.

**Horizontal plane.** During gait initiation (Fig. 5C1) and walking (Fig. 5C2), there was a rotation of the thoracic region towards the swing leg, with an inversion of its direction around the double support phase. Nevertheless, this rotation followed a comparable time course to the curvature of the spine in the frontal plane. In the horizontal plane, there was also a lateral inclination of the S1C7 axis towards the stance leg during the swing phase, reaching its maximum around ankle crossing and its minimum around toe off (this can also be observed in the frontal plane).

### Angle Analysis

**Sagittal plane.** The angles presented in figure 6A were defined in the plane delimited by the X and Y axis. From top to bottom these were (1) Thoracic, angle between the T3-Sternum



**Figure 3. Leg muscle EMGs and center of pressure (COP) trajectory.** A) Right *tibialis anterior* (rTA) and left *gastrocnemius* (IGN) electromyographic activity during gait initiation and walking for one trial and one subject. B) COP trajectory reconstruction obtained from the force plate signal during one trial of gait initiation and one trial of walking. doi:10.1371/journal.pone.0008193.g003

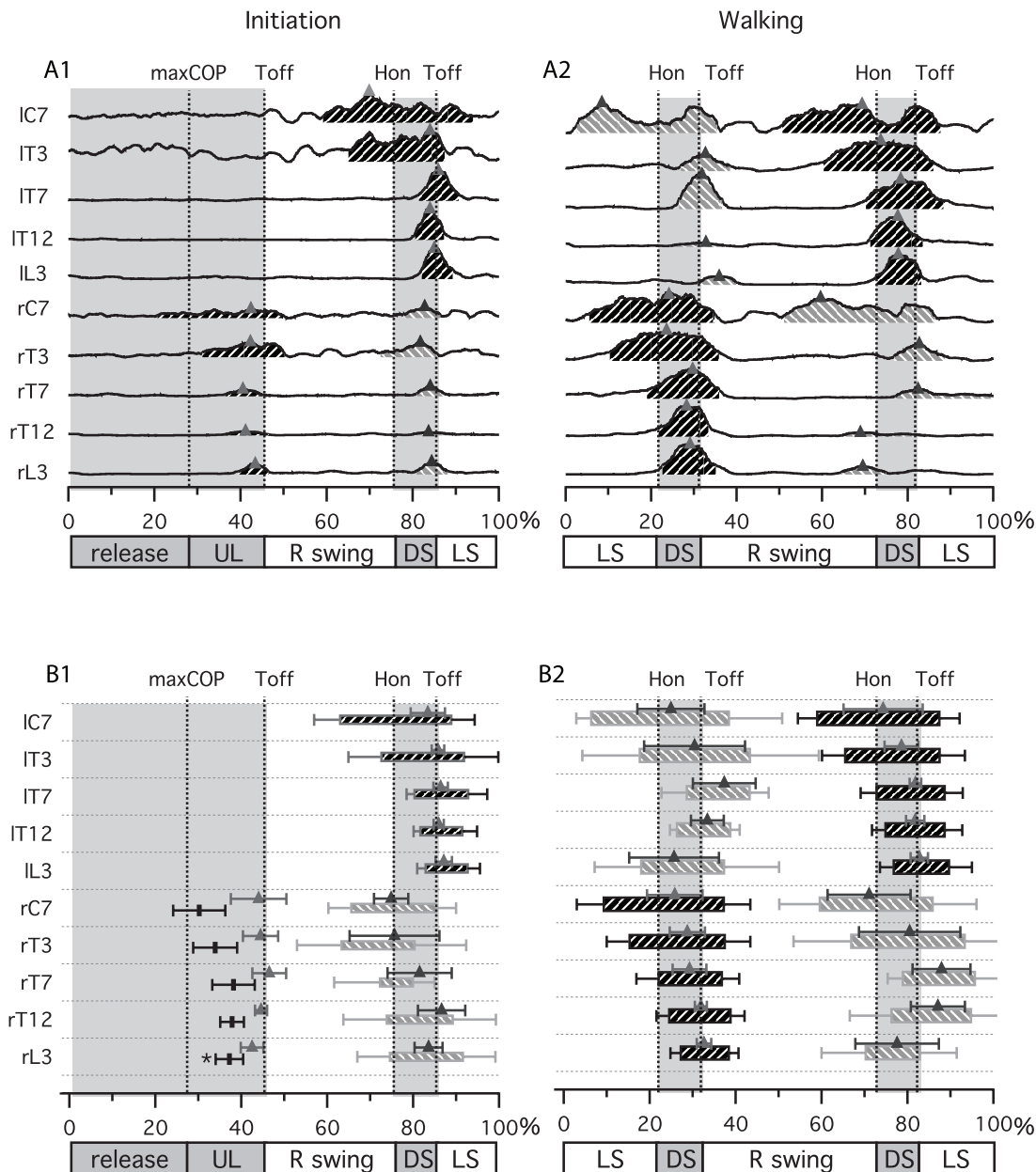
vector and X-axis; (2) T7 angle, between T7-C7 and T7-T12 vectors; (3) T12 angle, between T12-T7 and T12-L3 vectors; (4) L3 angle, between L3-T12 and L3-S1 vectors and (5) Pelvis angle, between the vector from S1 to the middle of the superior iliac spine (SIS) and the X-axis.

During initiation (Fig. 6B1), there was an inclination of the pelvis towards the floor (mean decrease in angle of  $-5 \pm 3^\circ$ ), reaching its maximum around heel on ( $74 \pm 5\%$ ). At the same time there was an inversion in the lordosis curvature (decrease in L3 angle towards  $180^\circ$  of  $-6 \pm 3^\circ$ ), reaching its maximum during double support ( $79 \pm 10\%$ ). Mean T12 and T7 angles did not present any significant variation and exhibited a high variability due to the inter-subject variability of resting spinal angles in the sagittal plane. The thoracic segment presented an inclination

towards the floor (mean decrease in angle of  $-10 \pm 1.8^\circ$ ), reaching its maximum at heel on ( $73 \pm 4\%$ ). The thoracic segment inclination was therefore mainly supported by the pelvis inclination and the inversion in the lordosis curvature.

During walking (Fig. 6B2), the pelvis angle underwent two small oscillations ( $3 \pm 1^\circ$  peak to peak amplitude) around the position reached at the end of initiation. It was more inclined at the end of the swing phase ( $11 \pm 5\%$  and  $65 \pm 3\%$ ) and less at the beginning of the swing phase ( $37 \pm 7\%$  and  $83 \pm 5\%$ ). At the thoracic level there was an oscillation of the same amplitude ( $3 \pm 1^\circ$ ), with comparable timings for maximal ( $18 \pm 4\%$  and  $67 \pm 4\%$ ) and minimal ( $45 \pm 5\%$  and  $94 \pm 5\%$ ) inclination. At L3, T12 and T7, angular variations were small. This was in accordance with a parallel oscillation of inclination in the pelvis and thorax.





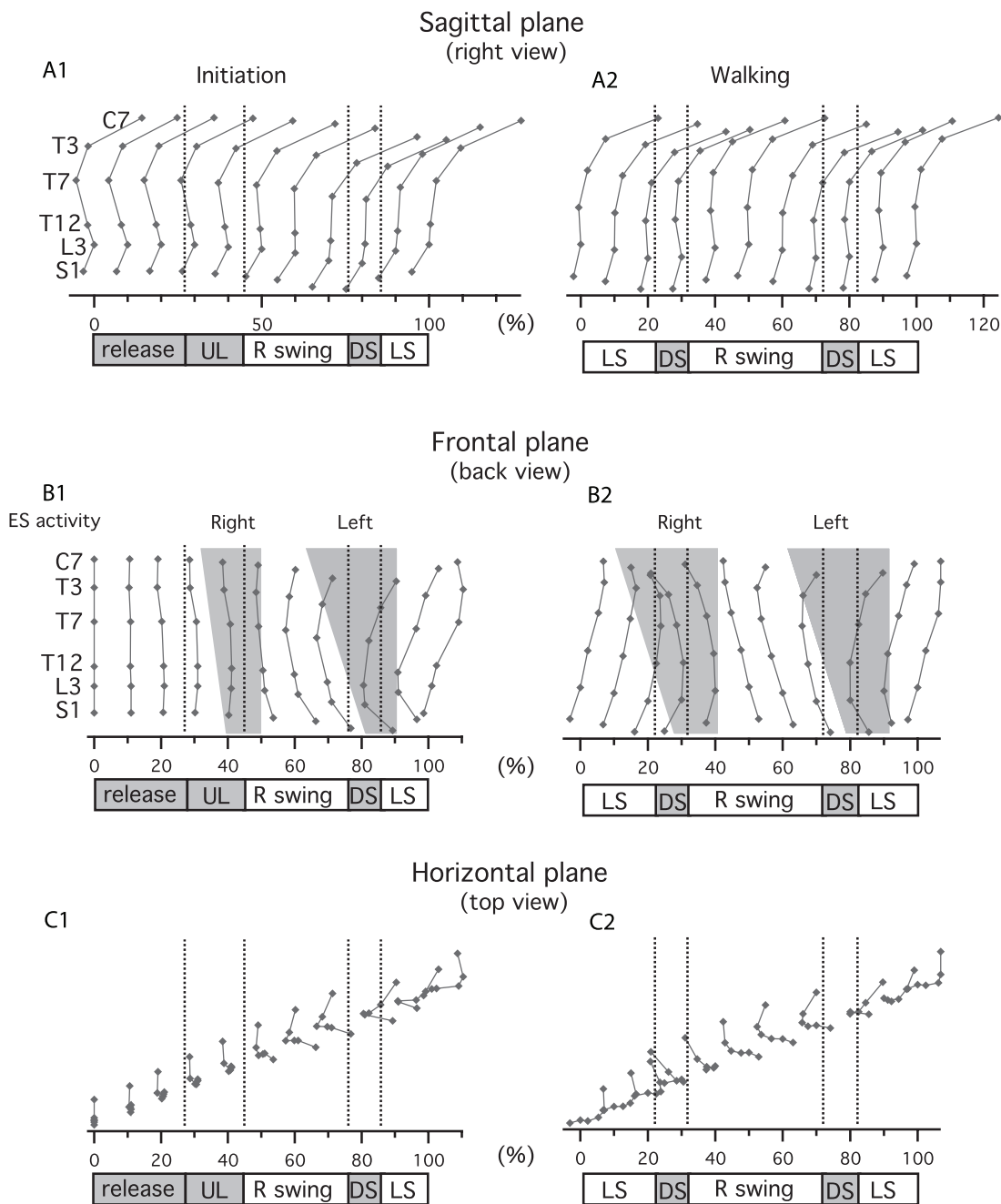
\*(3 subjects over 9)

**Figure 4. Erector Spinae (ES) muscle activity during gait initiation and gait.** A) Rectified and smoothed (moving average) traces of all bilaterally recorded ES muscle from C7 to L3, for one trial and one subject during gait initiation and walking. B) Bar diagram presenting the phase of activity of ES muscle during gait initiation and walking. Each bar indicates the time during which each muscle was active. Black bars represent main activity and grey bars represent secondary activity. Small triangles represent the localization of corresponding peaks for each activity. doi:10.1371/journal.pone.0008193.g004

**Frontal plane.** The angles presented in figure 7A were defined in the plane delimited by the Y and Z axis. From top to bottom these were: (1) shoulder angle, between the left-right shoulders vector and Z-axis; (2) T7 angle, between T7-C7 and T7-T12 vectors; (3) T12 angle, between T12-T7 and T12-L3 vectors; (4) L3 angle, between L3-T12 and L3-S1 vectors and (5) superior iliac spine (SIS) angle, between the left-right SIS vector and the Z-axis.

During gait initiation (Fig. 7B1), the first trunk activity was a slight inclination of the shoulders ( $1.1 \pm 0.85^\circ$ ) towards the first

stance leg (left side here), which reached its maximum after the first toe off ( $52 \pm 8\%$ ). This activity was followed by an inclination in the opposite direction (towards the first swing leg) of the spine at T7 and L3 that reached its maximum at  $70 \pm 5\%$ , just before heel on for T7 and at  $83 \pm 5\%$  just before toe off for L3. The phase shift in curvature inversion between the T7 and L3 angle was 13% of gait initiation. At T12, the angular change did not present any significant variation. The first SIS inclination followed the curvature of the spine to reach its maximum at  $84 \pm 3\%$



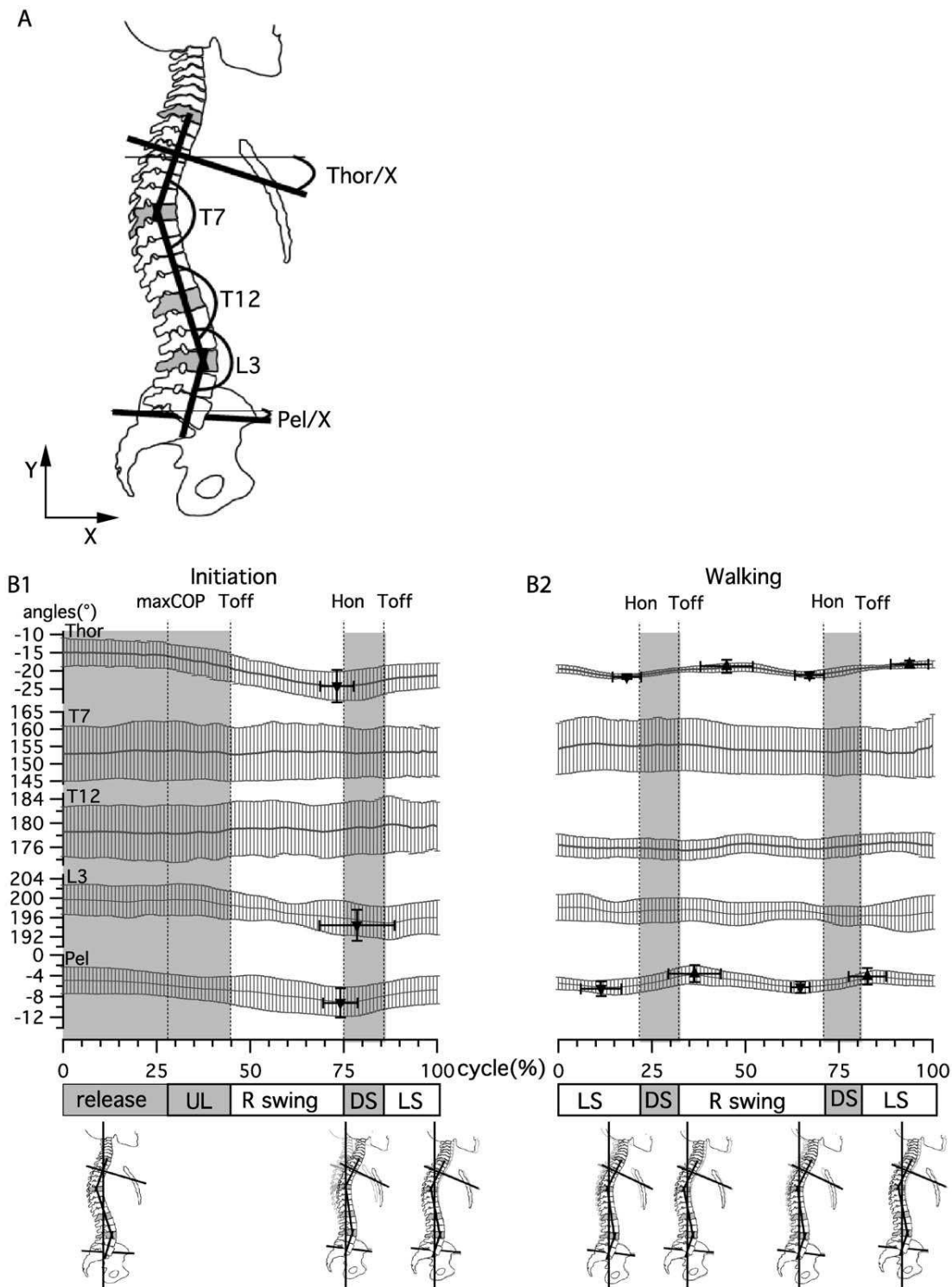
**Figure 5. Stick diagrams of spine kinematics in the three planes: sagittal, frontal and horizontal.** Each dot represents the position of one recorded vertebral level (C7, T3, T7, T12, L3, S1). Sticks are drawn for each 10% of gait initiation and walking. Bottom bar indicate phases of gait initiation and walking cycle. A) Sagittal plane. B) Frontal plane. Gray areas indicate main activity of ES muscle at each level. C) Horizontal plane. doi:10.1371/journal.pone.0008193.g005

concomitant with an opposite inclination of the shoulders at  $88 \pm 4\%$ . At the end of initiation (ankles crossing), shoulders and SIS were horizontal while the vertebrae were aligned (T7, T12 and L3 at  $180^\circ$ ).

During walking (Fig. 7B2), the pattern was comparable to that observed at the end of initiation, with the SIS and shoulders maintaining the phase opposition observed at the end of gait initiation, and extreme inclinations occurring at toe off ( $32 \pm 5\%$  and  $80 \pm 8\%$  for shoulders,  $35 \pm 1\%$  and  $86 \pm 2\%$  for SIS respectively). The phase shift between T7 and L3 angles remained, the first

reaching its extremes at heel on ( $22 \pm 6\%$  and  $71 \pm 7\%$ ) and the second at toe off ( $32 \pm 3\%$  and  $83 \pm 4\%$ ). The lag values between T7 and L3 were 10% and 12%. At T12 the activity was too weak in the frontal plane to be accurately analyzed during walking. At 0%, 50% and 100% (ankles crossing), the shoulders and SIS were parallel while the vertebrae were aligned (T7, T12 and L3 at  $180^\circ$ ).

**Horizontal plane.** The angles presented in figure 8A were defined in the plane delimited by the X and Z axis. From top to bottom these were: (1) shoulder angle, between the left-right shoulders vector and Z-axis; (2) thoracic angle, between T3-

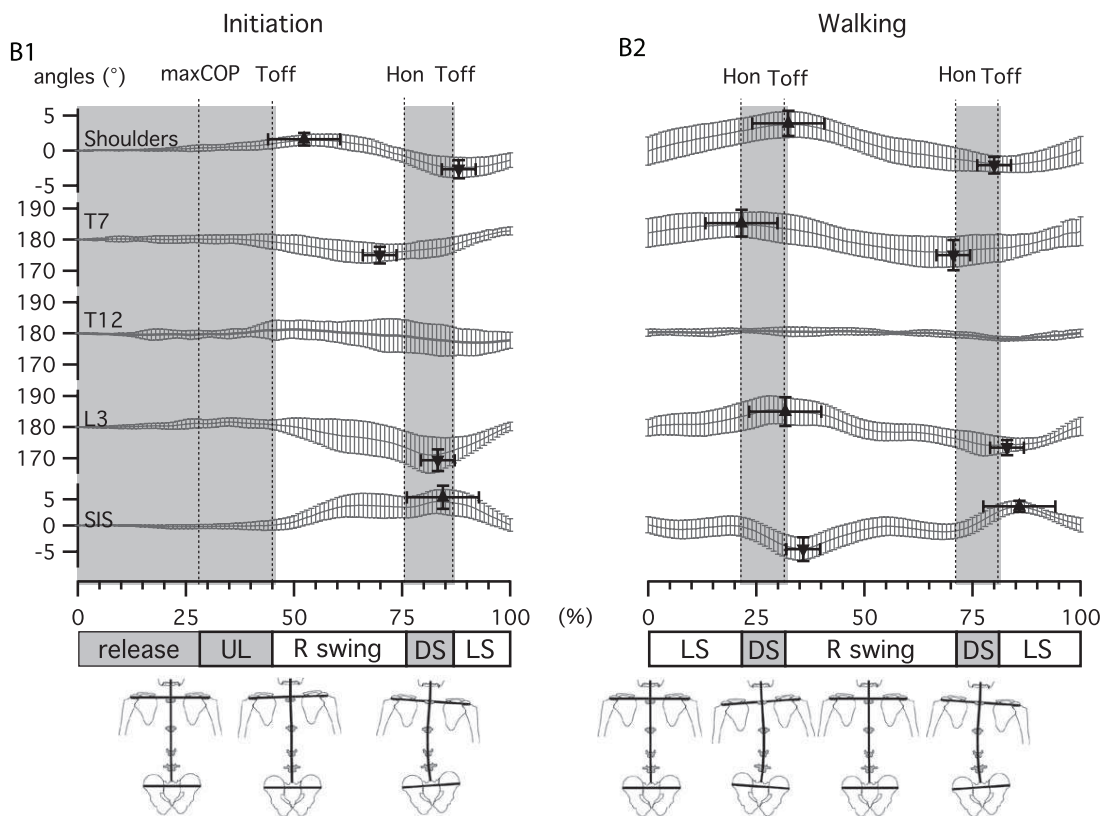
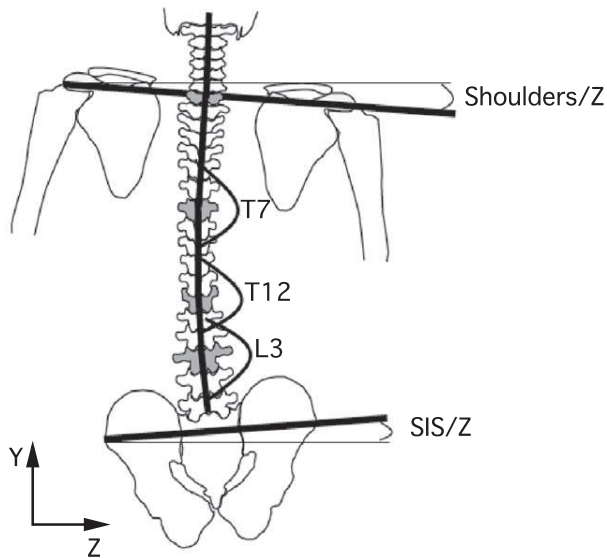


**Figure 6. Sagittal plane kinematics during gait initiation and walking.** A) Angle definition at thoracic level (Thor), T7, T12, L3 and pelvis (Pel). B) Curves present the mean  $\pm$ SD of angle changes for all subjects for gait initiation and walking. Triangles indicate the mean  $\pm$ SD of the positions and amplitudes of maxima and minima for all subjects. doi:10.1371/journal.pone.0008193.g006

Sternum vector and X-axis; (3) L3 angle, between the sum of L3T12 and L3S1 vectors (delimiting the lumbar plane) projection on horizontal plane and the X-axis; (4) superior iliac spine (SIS) angle, between the left-right SIS vector and the Z-axis.

During gait initiation (Fig. 8B1), the first activity was a rotation of the pelvis towards the first swing leg (the right side in our protocol), the rotation in the other direction being initiated at toe off (49  $\pm$  9%), together with a rotation of the lumbar area in the

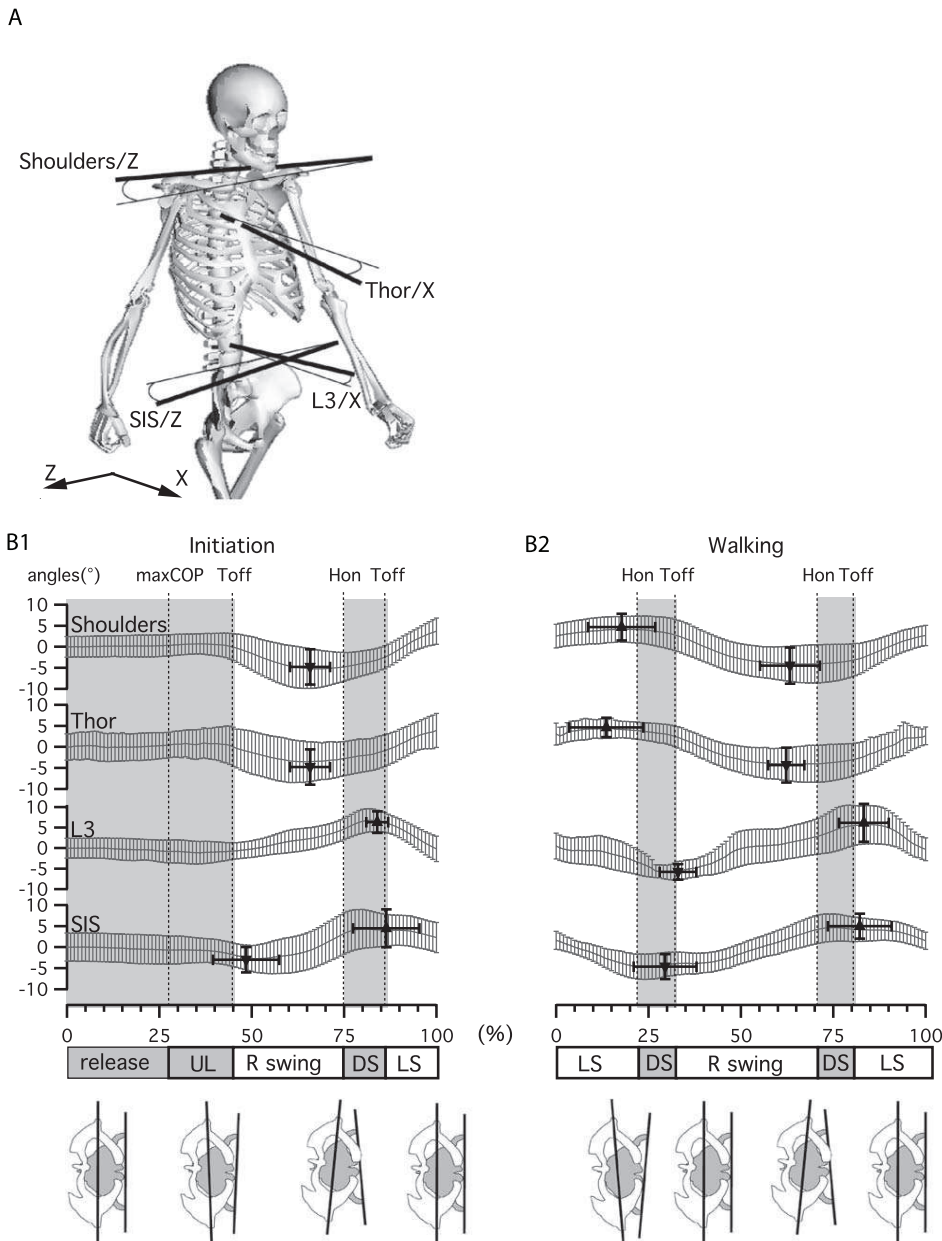
A



**Figure 7. Frontal plane kinematics during gait initiation and walking.** A) Angle definition at shoulder level, T7, T12, L3 and superior iliac spines (SIS). B) Curves present the mean  $\pm$ SD of angle changes for all subjects for gait initiation and walking. Triangles indicate the mean  $\pm$ SD of the positions and amplitudes of maxima and minima for all subjects. doi:10.1371/journal.pone.0008193.g007

same direction and an inverse rotation of the upper trunk (thoracic area and shoulders). The maximum rotation presented a phase shift at the end of the swing phase with a change in the upper trunk direction before heel on ( $67 \pm 5\%$  for shoulders and  $66 \pm 5\%$  for thorax), and in the lower trunk at toe off ( $84 \pm 3\%$  for lumbar area,  $86 \pm 5\%$  for pelvis).

During walking (Fig. 8B2), the opposite rotations of the upper and lower trunk remained as at the end of gait initiation, with a comparable phase shift in rotation inversions before heel on for the upper trunk ( $18 \pm 9\%$  and  $63 \pm 8\%$  for shoulders,  $14 \pm 10\%$  and  $62 \pm 5\%$  for pelvis) and at toe off for the lower trunk ( $33 \pm 5\%$  for  $83 \pm 7\%$  lumbar area,  $30 \pm 9\%$  and  $82 \pm 8\%$  for pelvis). In



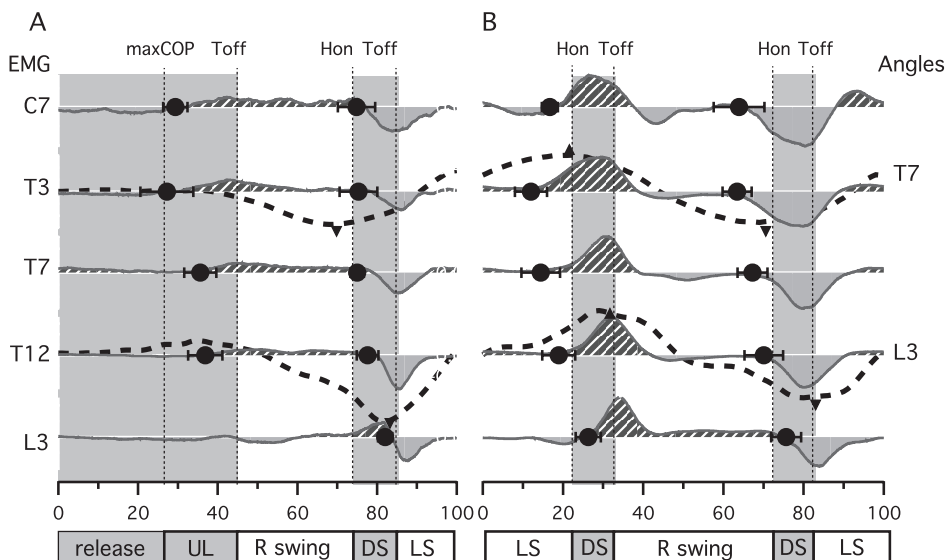
**Figure 8. Horizontal plane kinematics during gait initiation and walking.** A) Angle definition at shoulder level, thoracic level (Thor), L3 and superior iliac spines (SIS). B) Curves present the mean $\pm$ SD of angle changes for all subjects for gait initiation and walking. Triangles indicate the mean $\pm$ SD of the positions and amplitudes of maxima and minima for all subjects. doi:10.1371/journal.pone.0008193.g008

comparison with the frontal plane (Fig. 7), there were similarities between trajectories of the upper and lower trunk in the horizontal and frontal planes, since the upper trunk inverted its trajectory around heel on in both cases, while the lower trunk did so around toe off.

#### Comparison of Kinematic and EMG

In order to illustrate the asymmetric activation of ES muscle during gait initiation and walking and establish their possible link with trunk kinematics (Fig. 9), we used a method based on the mean difference (right side minus left side) between normalized EMG signals of ES muscle at each level (C7, T3, T7, T12 and L3).

ES muscle bursts were normalized in amplitude under each condition, with the maximum of the first walking cycle for gait initiation and with the maximum of each cycle for walking. The signal obtained could be seen as reflecting the strength ratio between right and left ES muscle. The resultant wave was positive (hatched under curve) when the right side EMGs were stronger and negative (filled over curve) when the left side EMGs were stronger. The filled circle on each trace indicated the time (mean $\pm$ SD) at which the signal was inverted. This indicated at each level when the strength ratio between the two lateral muscles was inverted. Angles at T7 and L3 in frontal plane were also plotted (dotted curves) against EMG differences at T3 and T12



**Figure 9. EMGs versus kinematics.** Plain curve represents the difference between right and left normalized EMG at C7, T3, T7, T12, L3 and S1 levels. Filled circle indicates the mean  $\pm$ SD of curve zero crossing instants for all subjects, i.e. the time at which the side of strongest ES muscle activity changes. Dotted curves represent frontal angles of the spine at T7 and L3 level. The triangles indicate the corresponding maxima (as in figure 7) and represent the inversions of curvature directions. A, during gait initiation and B, walking.  
doi:10.1371/journal.pone.0008193.g009

respectively according that those muscles can be responsible of trunk lateral flexion. The small triangle represents the mean times of angle maxima. This indicated an inversion of movement for the angles. The comparison of strength ratio in EMG and angles in kinematics shows that the curvature inversion of the spine is supported by an inversion of strength ratio toward the corresponding side.

## Discussion

In the present study we examined the activity of ES muscles during gait initiation and compared it to what occurs during ongoing locomotion in order to gain further insight in their pattern. Furthermore, we correlated the activation of back muscles with the different kinematic and dynamic phase events in both conditions to determine the effect of ES muscles and their role.

### EMG vs Kinematics and Dynamics

In a recent study, we showed that the ES muscle expresses a double burst at each spinal level during walking in humans [12], extending the results of other authors who reported double bursts of activity at the lumbar level [5,13,14]. One of these bursts has a highest amplitude and propagates rostro-caudally [12]. Our present results confirm the propagation of the main burst along the spine not only during walking but also during gait initiation. Furthermore, we established the spatiotemporal relationship between ES activation and the main kinematics and dynamic events that occur during gait initiation and walking. It therefore appears that ES muscle activation occurs before leg lifting on the same side (i.e. right main ES main burst precedes right swing, Fig. 4), propagating through the back from C7 to L3. Burst then terminates synchronously at each level at the beginning of the swing.

To our knowledge, trunk kinematics has not been clearly reported during gait initiation. In the sagittal plane, at the first toe off, the pelvis and lumbar area moves the trunk in a general forward inclination, to reach its maximum at first heel on (Fig. 6).

During walking, the trunk maintains this inclination and oscillates around this position twice per cycle [11,25]. Those oscillations in the sagittal plane are mainly pelvic in origin. Nevertheless the phase switch between thoracic and pelvic oscillations (Fig. 6) provides evidence for the occurrence of intersegmental oscillations in the sagittal plane, again as reported in other papers [26,27]. During gait initiation in the frontal plane, spinal curvature begins around the first toe off. Immediately after, the kinematic pattern of the spine is very much like that observed during walking, expressing a curvature toward the last swinging leg (Fig. 7). This curvature is mainly localized in the lumbar and upper thoracic area, the middle segment conserving its straightness when walking, as reported in other studies [26,27]. The shoulders and pelvic inclination each present one oscillation, with only a slight delay in the transition to the opposite phase (Fig. 7). In the horizontal plane, a comparable pattern is observed for gait initiation and walking with upper and lower trunk rotation occurring as a single oscillation per cycle, which is almost opposite in phase (Fig. 8). In this plane, the center of rotation between thoracic and pelvic belts is presumably positioned between L3 and T7, as shown in [28–30].

The ES muscles are known to act as erector of the rachis when activated bilaterally but also as lateroflexors when activated asymmetrically. Using biomechanical observations, some authors also reported that the rotation of vertebral segments may be induced by lateral bending [30–32] and that the two phenomena are closely linked during gait [10]. As previously reported [33], the observed spine angulations in the frontal plane result both from spinal lateroflexion and from rotation of the kyphosis and lordosis curvature. Our protocol with only one marker at each studied vertebral level did not allow us to discriminate the involvement of each phenomenon. Nevertheless, in the frontal and horizontal planes, since similar movement direction inversions occurred, with the trunk acting synchronously in these two planes (Fig. 7, 8), then comparing ES activity with trunk kinematics in the frontal plane is relevant. However a more detailed protocol with more markers for each studied vertebral segment would allow a more precise three-

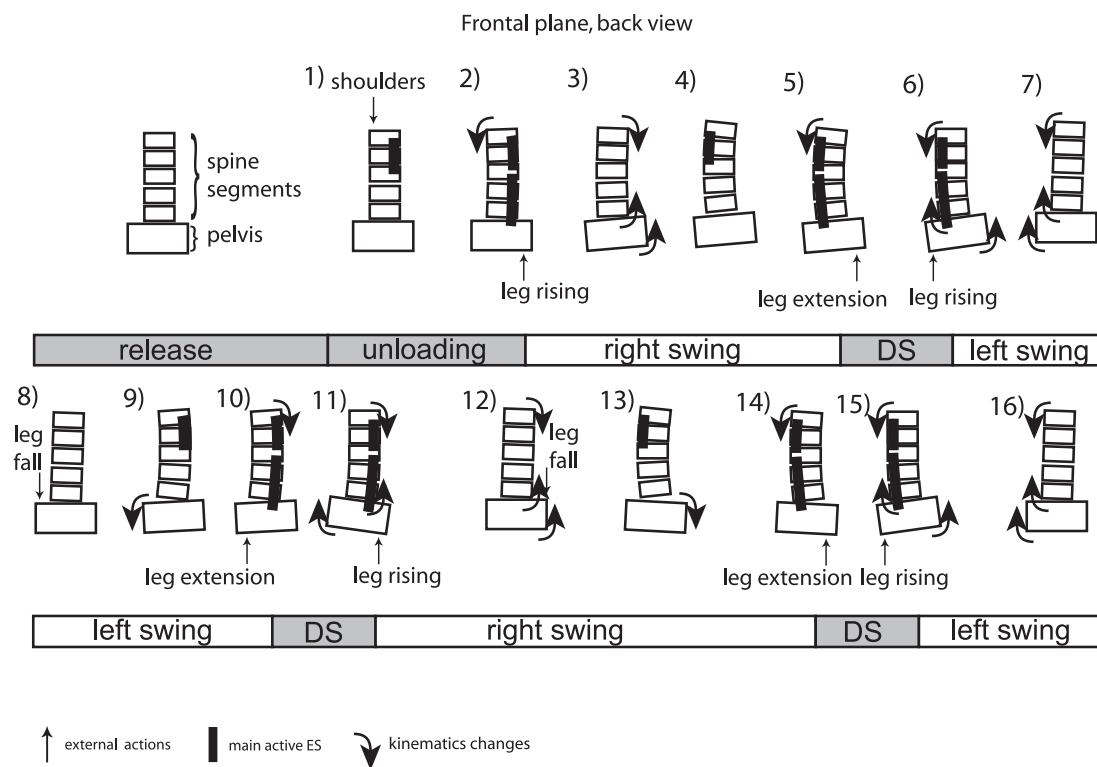
dimensional monitoring of spinal kinematics [34]. Figure 10 presents a simplified model of trunk kinematics that summarizes our observations on the action of ES muscle in the frontal plane. A series of schematic representations of trunk muscles activity and simplified external actions on the pelvis are presented. During gait initiation, at maxCOP the activity of right ES precedes a curvature of the trunk toward the right side and an elevation of the pelvis above the right leg (Pictures 1–2). The spinal curvature then increases until upper ES muscles activation on the opposite left side (Picture 3–4), which triggers an inversion in the upper trunk curvature at heel on (Pict 5), followed in the lower trunk at toe off after lower ES muscle activation (Pict 6). During double support, the pelvis rises towards the right due to the extension of the next stance leg until toe off (Pict 5–6). After toe off, the pelvis rises on the swing leg side while the trunk continue to bend downward in the opposite direction (Pict 7). A new step then starts on the other side with the trunk bending in the other direction (Fig. 10, pict 8–16). The ES muscles thus seem to contract concentrically so as to invert the curvature (i.e. that provokes curvature toward the other side) of firstly the upper then the lower trunk. Such a metachronal organization of ES muscle activation seems to be adequate for a proximo-distal action that would help the pelvis and the swing leg elevation to effect the step, with the upper trunk used as inertial reference.

### Motor Program Organization

The existence of a central pattern generator (CPG) for limb locomotion has been well established in animals. The possibility that CPGs for locomotion also exist in humans has been recently reviewed [35–38], and reciprocal interactions between arm and leg movements have been established [39–41]. More recently, a

phylogenetic comparison of axial neuronal network functioning suggests that despite dramatic changes undergone by the human muscular and skeletal systems during the switch from quadrupedal to bipedal walking and erect posture, common mechanisms for trunk control may be shared throughout vertebrates [42]. As mentioned previously, our data show (1), that the ES muscles are active in a rhythmic pattern even prior to first toe off during gait initiation, thereby pointing to centrally programmed activity; (2), the ES muscle seems to drive trunk movements rather than reacting to them, which suggests an anticipator control of the trunk by a dedicated CPG. Indeed, since anticipatory actions are known to be much more efficient than reactive responses [43], then rhythmic trunk activity as observed is likely to be more efficient if programmed like a CPG.

Our main interest in studying gait initiation was to determine how the switch from a postural to a dynamic state occurs and identify the motor programs involved in this transition. During gait initiation, the leg motor pattern for the *tibialis anterior* (TA) and *gastrocnemius* (GN) as well as the COP trajectory were similar in our study to those reported in other studies [19,20,22,44,45]. It has been proposed that the gait initiation program starts with the activation of TA and inhibition of GN muscle, thereby inducing a “fall forward” phenomenon [20,22,45,46]. The termination of this program and the switch to the walking program may occur at first heel on as reported by Brunt et al. (1991). Our results show that the ES muscles present a comparable motor pattern during gait initiation and walking from before the first toe off (Fig. 4). In kinematics, the similarities between gait initiation and walking begin at first toe off in the frontal and horizontal plane and around the first heel on in the sagittal plane (Fig. 5, 6, 7, 8). Except in the sagittal plane, trunk activity was comparable to a half walking



**Figure 10. Cartoon of trunk activity.** Each picture is a schematic representation of trunk movements and activities at a given time during gait initiation phase and walking cycle.

doi:10.1371/journal.pone.0008193.g010

cycle from the middle of gait initiation. Data from force measurements show that during gait initiation the peak of force under the first moving foot at maxCOP is similar to that observed of the next swing foot at toe off during walking (Fig. 2). Altogether these data suggest that the end of gait initiation occurs at first heel on and that the walking program begins before first toe off. A likely hypothesis therefore is that the motor programs for the transition from gait initiation to walking are not sequentially activated, but that the walking program onset before the end of the gait initiation program acts like in a fuzzy logic controller [47], which is known to be one of the best ways to command an inverted pendulum [47]. The walking program might begin around maxCOP, while the initiation program could end at heel on. The principle of the walking motor program beginning in a propulsive phase is coherent with observations made in other studies [48] from muscle activation patterns at different walking speeds, situating the origin of walking cycle generation in propulsion rather than correlated to the heel strike event.

### Validity of Cycle Definition

To compare gait initiation and steady-state walking we used an original cycle paradigm. A walking cycle may be defined by the interval that separates the same two consecutive events. Usually the walking cycle is arbitrarily defined by taking successive contacts of the same heel. In our study we defined the cycle between two ankle crossings as described in the Results section, a choice that allowed a direct comparison to be made between gait initiation and walking. Gait initiation is the transition from an upright posture (shoulders and pelvis aligned in frontal and

horizontal planes) to a bending one. During gait initiation, this transition is located around the first toe off (corresponding to ankle uncrossing), depending on the segment considered. During the gait cycle, the transition from straightness to bending on one side of the trunk in the frontal and horizontal plane occurred around the middle of the swing phase [Fig. 7, 8, [49,50]]. This also corresponds to “ankle-crossing” in the direction of movement.

Finally the information on gait cycle phase based on ankles interval is continuous and may be used as a reference at each moment during the cycle, while that provided by footswitches is discrete. In future studies, we will be able to compare different modes of locomotion like walking, running and cycling with a consistent cycle definition.

In conclusion, we have shown in the present study that trunk movement during gait initiation and walking share similarities: (1) a metachronal activation of ES muscle occurs during the preparation of the first step for gait initiation as well as just before the double support phase during walking, suggesting that this organization corresponds to an anticipation to propulsion, and probably controlled by a CPG; (2) this muscle activity occurs just before a kinematic activity in a corresponding direction, suggesting a direct relationship between the two.

### Author Contributions

Conceived and designed the experiments: JCC MDS JRC. Performed the experiments: JCC MDS. Analyzed the data: JCC. Contributed reagents/materials/analysis tools: JCC MDS CA JRC. Wrote the paper: JCC MDS CA JRC.

### References

- Breniere Y, Ribreau C (1998) A double-inverted pendulum model for studying the adaptability of postural control to frequency during human stepping in place. *Biol Cybern* 79: 337–345.
- Carlson H, Nilsson J, Thorstensson A, Zomlefer MR (1981) Motor responses in the human trunk due to load perturbations. *Acta Physiol Scand* 111: 221–223.
- Kochler WJ, Schomburg ED, Steffens H (1984) Phasic modulation of trunk muscle efferents during fictive spinal locomotion in cats. *J Physiol* 353: 187–197.
- Cappellini G, Ivanenko YP, Poppele RE, Lacquaniti F (2006) Motor patterns in human walking and running. *J Neurophysiol* 95: 3426–3437.
- Thorstensson A, Carlson H, Zomlefer MR, Nilsson J (1982) Lumbar back muscle activity in relation to trunk movements during locomotion in man. *Acta Physiol Scand* 116: 13–20.
- Zomlefer MR, Provencher J, Blanchette G, Rossignol S (1984) Electromyographic study of lumbar back muscles during locomotion in acute high decerebrate and in low spinal cats. *Brain Res* 290: 249–260.
- Cavagna GA, Saibene FP, Santi GF, Margaria R (1963) Analysis of the Mechanics of Locomotion. *Exp Med Surg* 21: 117–126.
- Kumar S (2004) Ergonomics and biology of spinal rotation. *Ergonomics* 47: 370–415.
- Lamoth CJ, Meijer OG, Wuisman PI, van Dieen JH, Levin MF, et al. (2002) Pelvis-thorax coordination in the transverse plane during walking in persons with nonspecific low back pain. *Spine* 27: E92–99.
- Feipel V, De Mesmaeker T, Klein P, Rooze M (2001) Three-dimensional kinematics of the lumbar spine during treadmill walking at different speeds. *Eur Spine J* 10: 16–22.
- Thorstensson A, Nilsson J, Carlson H, Zomlefer MR (1984) Trunk movements in human locomotion. *Acta Physiol Scand* 121: 9–22.
- de Seze M, Falgairolle M, Viel S, Assaiante C, Cazalets JR (2008) Sequential activation of axial muscles during different forms of rhythmic behavior in man. *Exp Brain Res* 185: 237–247.
- Anders C, Wagner H, Puta C, Grassme R, Petrovitch A, et al. (2007) Trunk muscle activation patterns during walking at different speeds. *J Electromyogr Kinesiol*. pp 245–252.
- Saunders SW, Schache A, Rath D, Hodges PW (2005) Changes in three dimensional lumbo-pelvic kinematics and trunk muscle activity with speed and mode of locomotion. *Clinical Biomechanics* 20: 784.
- Prince F, Winter D, Stergioli P, Walt S (1994) Anticipatory control of upper body balance during human locomotion. *J de Kinesologie*: 20–25.
- Falgairolle M, Cazalets JR (2007) Metachronal coupling between spinal neuronal networks during locomotor activity in newborn rat. *J Physiol* 580: 87–102.
- Cazalets JR (2005) Metachronal propagation of motoneuron burst activation in isolated spinal cord of newborn rat. *J Physiol* 568: 583–597.
- Grillner S, Wallen P (1985) Central pattern generators for locomotion, with special reference to vertebrates. *Annu Rev Neurosci* 8: 233–261.
- Breniere Y, Do MC (1991) Control of gait initiation. *J Mot Behav* 23: 235–240.
- Mickelborough J, van der Linden ML, Tallis RC, Ennos AR (2004) Muscle activity during gait initiation in normal elderly people. *Gait Posture* 19: 50–57.
- Rose J, Gamble JG (2006) Human walking. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins. xiii, 234 p.
- Brunt D, Lafferty MJ, McKeon A, Goode B, Mulhausen C, et al. (1991) Invariant characteristics of gait initiation. *Am J Phys Med Rehabil* 70: 206–212.
- Couillandre A, Breniere Y, Maton B (2000) Is human gait initiation program affected by a reduction of the postural basis? *Neurosci Lett* 285: 150–154.
- Brunt D, Liu SM, Trimble M, Bauer J, Short M (1999) Principles underlying the organization of movement initiation from quiet stance. *Gait Posture* 10: 121–128.
- Cappozzo A (1981) Analysis of the linear displacement of the head and trunk during walking at different speeds. *J Biomech* 14: 411–425.
- Crosbie J, Vachalathiti R, Smith R (1997) Age, gender and speed effects on spinal kinematics during walking. *Gait & Posture* 5: 13–20.
- Syczewska M, Oberg T, Karlsson D (1999) Segmental movements of the spine during treadmill walking with normal speed. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 14: 384–388.
- van Emmerik RE, Wagenaar RC (1996) Effects of walking velocity on relative phase dynamics in the trunk in human walking. *J Biomech* 29: 1175–1184.
- Wagenaar RC, van Emmerik RE (2000) Resonant frequencies of arms and legs identify different walking patterns. *J Biomech* 33: 853–861.
- Gregersen GG, Lucas DB (1967) An in vivo study of the axial rotation of the human thoracolumbar spine. *J Bone Joint Surg Am* 49: 247–262.
- Gracovetsky SA, Iacono S (1987) Energy transfers in the spinal engine. *J Biomed Eng* 9: 99–114.
- Gracovetsky S (1988) *The Spinal Engine*. New York: Springer-Verlag.
- Frigo C, Carabalona R, Dalla Mura M, Negrini S (2003) The upper body segmental movements during walking by young females. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 18: 419–425.
- Konz RJ, Fatone S, Stine RL, Ganju A, Gard SA, et al. (2006) A kinematic model to assess spinal motion during walking. *Spine* 31: E898–906.
- Dietz V, Fouad K, Bastiaanse CM (2001) Neuronal coordination of arm and leg movements during human locomotion. *Eur J Neurosci* 14: 1906–1914.
- Dietz V (2002) Do human bipeds use quadrupedal coordination? *Trends Neurosci* 25: 462–467.



37. Zehr EP, Carroll TJ, Chua R, Collins DF, Frigon A, et al. (2004) Possible contributions of CPG activity to the control of rhythmic human arm movement. *Can J Physiol Pharmacol* 82: 556–568.
38. Duysens J, Van de Crommert HW (1998) Neural control of locomotion; The central pattern generator from cats to humans. *Gait Posture* 7: 131–141.
39. Ferris DP, Huang HJ, Kao PC (2006) Moving the arms to activate the legs. *Exerc Sport Sci Rev* 34: 113–120.
40. Zehr EP, Duysens J (2004) Regulation of arm and leg movement during human locomotion. *Neuroscientist* 10: 347–361.
41. Lamont EV, Zehr EP (2006) Task-specific modulation of cutaneous reflexes expressed at functionally relevant gait cycle phases during level and incline walking and stair climbing. *Exp Brain Res* 173: 185–192.
42. Falgairolle M, de Seze M, Juvin L, Morin D, Cazalets JR (2006) Coordinated network functioning in the spinal cord: An evolutionary perspective. *J Physiol Paris* 100: 304–316.
43. Nieuwenhuijzen PH, Duysens J (2007) Proactive and reactive mechanisms play a role in stepping on inverting surfaces during gait. *J Neurophysiol* 98: 2266–2273.
44. Creanna P, Frigo C (1991) A motor programme for the initiation of forward-oriented movements in humans. *J Physiol* 437: 635–653.
45. Mann RA, Hagy JL, White V, Liddell D (1979) The initiation of gait. *J Bone Joint Surg Am* 61: 232–239.
46. Breniere Y, Do MC (1986) When and how does steady state gait movement induced from upright posture begin? *J Biomech* 19: 1035–1040.
47. Chen W, LF, L KK (1997) Fuzzy logic controller for an inverted pendulum. *Intelligent Processing Systems, 1997 ICIPS '97 1997 IEEE International Conference* 1: 185–189.
48. Ivanenko YP, Poppele RE, Lacquaniti F (2004) Five basic muscle activation patterns account for muscle activity during human locomotion. *J Physiol* 556: 267–282.
49. Crosbie J, Vachalathiti R, Smith R (1997) Patterns of spinal motion during walking. *Gait & Posture* 5: 6–12.
50. Sartor C, Alderink G, Greenwald H, Elders L (1999) Critical kinematic events occurring in the trunk during walking. *Human Movement Science* 18: 669–679.



## Résumé

Le but de ce travail de thèse a été d'analyser l'implication du tronc dans la locomotion, notamment sa commande rythmique, afin d'en comprendre les mécanismes de contrôle et les différentes activités segmentaires qui amènent ses mouvements. Ces mécanismes peuvent alors être modélisés pour reproduire les différentes synchronisations observées au niveau des activités de chaque segment vertébral considéré. Enfin, cette modélisation permet de spécifier les activités du tronc à observer pour suivre en continu le cycle de marche d'un individu se déplaçant.

Dans un premier temps nous rappellerons les données de la littérature sur la locomotion, et notamment l'activité du tronc, qui nous ont permis de définir les axes principaux dans lesquels nous allons orienter notre travail. Cet état de l'art nous a notamment amenés à étudier les structures de type "générateurs de rythme centraux" (Central pattern generator, CPG, en anglais).

Dans un second temps nous avons réalisé une série de mesures expérimentales pour analyser de façon systématique et précise l'activité musculaire et cinématique du tronc lors de diverses situations locomotrices (marche, course, bond, pédalage). Ces mesures nous ont permis de mieux comprendre la manière dont le tronc se mettait en mouvement et comment ses activités musculaires et cinématiques, notamment les synchronisations intersegmentaires, évoluaient afin de tirer le meilleur parti des mouvements du haut du corps lors de la locomotion proprement dite.

Dans un troisième temps, les résultats obtenus par les mesures d'activités du tronc ayant mis en évidence l'utilité du tronc et les mécanismes de contrôle dans une locomotion efficace, nous avons exploré la modélisation de l'activité du tronc au moyen d'un réseau d'oscillateurs mimant un CPG. Le choix d'un modèle de CPG pour représenter l'activité du tronc fait suite à des considérations phylogénétiques qui semblent indiquer qu'une telle structure pourrait exister chez l'homme. Une des propriétés de ce type de réseaux est leur capacité à exprimer différentes synchronisations sans changer de structure, c'est ce que nous avons appliqué aux observations faites lors de la marche, la course... Une autre propriété de ces réseaux est leur aptitude à se synchroniser avec un signal externe, nous avons donc exploré différents moyens de commander ce réseau d'oscillateur en phase avec la locomotion, encore une fois à partir de l'activité du tronc, de son accélération pour être plus précis.