

TABLE DES MATIÈRES

TABLE DES MATIÈRES	1
LISTE DES ILLUSTRATIONS	5
INTRODUCTION.....	9
PREMIÈRE PARTIE : APPORT DE LA BIOMÉCANIQUE DANS L'ANALYSE ET L'INTERPRÉTATION DE L'EXAMEN LOCOMOTEUR	11
1. L'examen clinique locomoteur.....	11
1.1. Anamnèse	11
1.2. Examen statique.....	12
1.2.1. Examen à distance.....	12
1.2.2. Palpation.....	12
1.3. Examen dynamique	13
2. Les outils de la recherche en biomécanique.....	16
2.1. L'étude cinématique par des systèmes opto-électroniques	16
2.2. L'étude cinétique	17
3. La biomécanique au service du diagnostic des boiteries.....	20
3.1. Quantification objective d'une asymétrie de la locomotion.....	20
3.1.1. Description cinématique	20
3.1.1.1. Mouvements des membres	20
3.1.1.2. Mouvements de la tête et du tronc.....	21
3.1.2. Description cinétique	22
3.2. Sollicitations et conséquences anatomo-fonctionnelles de l'examen dynamique.....	22
3.2.1. Le cercle au trot.....	23
3.2.1. Montée sur un plan incliné.....	24
DEUXIÈME PARTIE : ÉTUDE CINÉTIQUE DE L'EXAMEN LOCOMOTEUR DU CHEVAL : APPLICATION À L'ANALYSE DU DÉPLACEMENT SUR LE CERCLE AU TROT	27
1. MATÉRIEL ET MÉTHODE	30
1.1. Chevaux.....	30
1.2. Instruments de mesure.....	30
1.3. Procédures d'enregistrement	31
1.4. Traitement des données	31
1.5. Analyse des données.....	32

2.	RÉSULTATS.....	32
2.1.	Vitesse.....	32
2.2.	Effet de la direction (membre interne ou externe).....	33
2.2.1.	Variables temporelles.....	33
2.2.2.	Forces exercées par le pied et impulsions.....	33
2.2.3.	Moments.....	36
2.2.4.	Centre de pression.....	37
2.3.	Effets du sol.....	39
2.3.1.	Variables temporelles.....	39
2.3.2.	Force exercée par le pied sur le sol et impulsions.....	39
2.3.3.	Moments.....	40
2.3.4.	Centre de pression.....	40
3.	DISCUSSION.....	40
3.1.	Analyse des résultats.....	40
3.2.	Bilan des effets du cercle et des effets du sol.....	41
3.3.	Implications cliniques.....	42
TROISIÈME PARTIE : ÉTUDE CINÉTIQUE DE L'EXAMEN LOCOMOTEUR :		
APPLICATION À L'ANALYSE DU DÉPLACEMENT EN MONTÉE ET EN DESCENTE		
SUR UN PLAN INCLINÉ AU TROT.....		
1.	MATERIEL ET METHODE.....	48
1.1.	Chevaux.....	48
1.2.	Instruments de mesure.....	48
1.3.	Procédures d'enregistrement.....	49
1.4.	Traitement des données.....	50
1.5.	Analyse des données.....	51
2.	RÉSULTATS.....	51
2.1.	Vitesse.....	51
2.2.	Effet du plan incliné (monté vs descente) sur les antérieurs.....	51
2.2.1.	Variables temporelles.....	51
2.2.2.	Forces exercées par le pied et impulsions.....	51
2.2.2.1.	Force longitudinale.....	51
2.2.2.2.	Force transversale.....	52
2.2.2.3.	Force verticale.....	52
2.2.3.	Moments.....	55
2.2.3.1.	Moment autour de l'axe longitudinal.....	55

2.2.3.2.	Moment autour de l'axe transversal	55
2.2.3.3.	Moment autour de l'axe vertical.....	55
2.2.4.	Centre de pression.....	57
2.2.5.	Variables accélérométriques	58
2.3.	Effet du plan incliné (montée <i>vs</i> descente) sur les postérieurs.....	60
2.3.1.	Forces exercées par le pied et impulsion	60
2.3.1.1.	Force longitudinale	60
2.3.1.2.	Force transversale	60
2.3.1.3.	Force verticale	60
2.3.2.	Moments.....	62
2.3.3.	Centre de pression.....	63
2.3.4.	Variables accélérométriques	64
2.4.	Différence observées entre les antérieurs et les postérieurs	66
2.4.1.	Forces exercées par le pied et impulsions.....	66
2.4.1.1.	Force longitudinale	66
2.4.1.2.	Force transversale	66
2.4.1.3.	Force verticale	66
2.4.2.	Moments.....	68
2.4.2.1.	Moment autour de l'axe longitudinal	68
2.4.2.2.	Moment autour de l'axe transversal	68
2.4.2.3.	Moment autour de l'axe vertical.....	69
2.4.3.	Centre de pression.....	70
2.4.4.	Variables accélérométriques	71
3.	DISCUSSION	74
3.1.	Analyse des résultats	74
3.2.	Bilan des effets du plan incliné	76
3.3.	Implications cliniques.....	76
	CONCLUSION.....	79
	BIBLIOGRAPHIE	81

LISTE DES ILLUSTRATIONS

LISTE DES FIGURES

Figure 1 : Photographie d'un cheval équipé de marqueurs réfléchissants en regard des articulations des membres	16
Figure 2 : Illustration des forces appliquées sur le pied du cheval lors de l'appui.	18
Figure 3 : Photographie du fer dynamométrique placé sous l'antérieur droit (<i>Chateau et al., 2009a</i>).....	30
Figure 4 : Photographie du système d'acquisition placé dans une sacoche fixée sur le tapis de selle (les éléments électroniques sont schématisés par transparence).....	31
Figure 5 : Photographie définissant le repère utilisé pour la projection de la force que le pied exerce sur le sol : axe longitudinal (X) dans la direction palmaro-dorsale (pointant vers l'avant), axe horizontal (Y) dans la direction médio-latérale (pointant vers la droite du cheval) et axe vertical (Z) perpendiculaire au plan de la sole (pointant vers le bas)	32
Figure 6 : Moyenne (N=60) de la force longitudinale en fonction du temps, au cours de l'appui, sur le sol en asphalte (ASPH) ou le sable fibré (S&F) et lorsque le membre est à l'extérieur (EXT) ou à l'intérieur du cercle (INT)	35
Figure 7 : Moyenne (N=60) de la force transversale en fonction du temps, au cours de l'appui, sur le sol en asphalte ou le sable fibré et lorsque le membre est à l'extérieur ou à l'intérieur du cercle (même légende que Fig. 6)	35
Figure 8 : Moyenne (N=60) de la force verticale en fonction du temps, au cours de l'appui, sur le sol en asphalte ou le sable fibré et lorsque le membre est à l'extérieur ou à l'intérieur du cercle (même légende que Fig. 6)	36
Figure 9 : Moyenne (N=60) du moment autour de l'axe longitudinal en fonction du temps, au cours de l'appui, sur le sol en asphalte ou le sable fibré et lorsque le membre est à l'extérieur ou à l'intérieur du cercle.....	37
Figure 10 : Moyenne (N=60) du moment autour de l'axe vertical en fonction du temps, au cours de l'appui, sur le sol en asphalte ou le sable fibré et lorsque le membre est à l'extérieur ou à l'intérieur du cercle.....	37
Figure 11 : Coordonnées en Y du CoP par rapport au centre du fer, au cours de l'appui.	38
Figure 12 : Coordonnées en X du CoP par rapport au centre du fer, au cours de l'appui.	38
Figure 13 : Déplacement du centre de pression au cours de l'appui.	39
Figure 14 : Photographie du fer dynamométrique placé sous l'antérieur droit et le postérieur droit. (<i>Chateau et al., 2009a</i>).....	48
Figure 15 : Photographie du système d'acquisition placé dans une sacoche fixée sur le tapis de selle (les éléments électroniques sont schématisés par transparence).....	49
Figure 16 : Photographie définissant le référentiel utilisé pour la projection de la force que le pied exerce sur le sol : axe longitudinal (X) dans la direction palmaro-dorsale (pointant vers l'avant), axe horizontal (Y) dans la direction médio-latérale (pointant	

vers la droite du cheval) et axe vertical (Z) perpendiculaire au plan de la sole (pointant vers le bas).....	50
Figure 17: Moyenne (N=50) de la force longitudinale appliquée sur les antérieurs au cours de l'appui, en montée et en descente.....	54
Figure 18 : Moyenne (N=50) de la force transversale appliquée sur les antérieurs au cours de l'appui, en montée et en descente.....	54
Figure 19 : Moyenne (N=50) de la force verticale appliquée sur les antérieurs au cours de l'appui, en montée et en descente.	54
Figure 20 : Moyenne (N=50) du moment autour de l'axe longitudinal, appliqué sur les antérieurs au cours de l'appui, en montée et en descente.	56
Figure 21 : Moyenne (N=50) du moment autour de l'axe transversal appliqué sur les antérieurs au cours de l'appui, en montée et en descente (même légende que Fig. 20)	56
Figure 22 : Moyenne (N=50) du moment autour de l'axe vertical, appliqué sur les antérieurs au cours de l'appui, en montée et en descente (même légende que Fig. 20).	56
Figure 23 : Déplacement du centre de pression par rapport au centre du fer au cours de l'appui des antérieurs, en montée et en descente.	57
Figure 24 : Coordonnées en X du Cop par rapport au centre du fer, au cours de l'appui.	57
Figure 25 : Coordonnées en Y du Cop par rapport au centre du fer, au cours de l'appui.	58
Figure 26 : Durée du freinage (en s) pour les antérieurs en montée et en descente	59
Figure 27 : Vitesse du pied avant l'impact selon l'axe longitudinal et l'axe vertical, en montée et en descente.....	59
Figure 28 : Répartition des fréquences de vibration après l'impact du pied antérieur au sol, en montée et en descente.	59
Figure 29 : Moyenne (N=50) de la force longitudinale appliquée sur les postérieurs au cours de l'appui, en montée et en descente.....	61
Figure 30 : Moyenne (N=50) de la force transversale appliquée sur les postérieurs au cours de l'appui, en montée et en descente.....	61
Figure 31 : Moyenne (N=50) de la force verticale appliquée sur les postérieurs au cours de l'appui, en montée et en descente.....	61
Figure 32 : Moyenne (N=50) du moment autour de l'axe longitudinal, appliqué sur les antérieurs au cours de l'appui, en montée et en descente.	62
Figure 33 : Moyenne (N=50) du moment autour de l'axe transversal, appliqué sur les antérieurs au cours de l'appui, en montée et en descente.	62
Figure 34 : Moyenne (N=50) du moment autour de l'axe vertical, appliqué sur les antérieurs au cours de l'appui, en montée et en descente.	63
Figure 35 : Coordonnées en X du Cop par rapport au centre du fer, au cours de l'appui.	63
Figure 36 : Coordonnées en Y du Cop par rapport au centre du fer, au cours de l'appui.	64
Figure 37 : Durée du freinage pour les postérieurs, en montée et en descente.....	65
Figure 38 : Vitesses longitudinale et verticale du pied postérieur avant l'impact au sol, en montée et en descente.....	65
Figure 39 : Répartition des fréquences de vibrations après l'impact	65

Figure 40 : Moyenne (N=50) de la force longitudinale appliquée, au cours de l'appui, sur les antérieurs et les postérieurs, en montée et en descente.	67
Figure 41 : Moyenne (N=50) de la force transversale appliquée, au cours de l'appui, sur les antérieurs et les postérieurs, en montée et en descente.	67
Figure 42 : Moyenne (N=50) de la force verticale appliquée au cours de l'appui, sur les antérieurs et les postérieurs, en montée et en descente.	68
Figure 43 : Moyenne (N=50) du moment autour de l'axe longitudinal, appliqué sur les antérieurs au cours de l'appui, en montée et en descente.	69
Figure 44 : Moyenne (N=50) du moment autour de l'axe transversal, appliqué sur les antérieurs et les postérieurs au cours de l'appui, en montée et en descente.	69
Figure 45: Moyenne (N=50) du moment autour de l'axe vertical, appliqué au cours de l'appui, sur les antérieurs et les postérieurs, en montée et en descente.	70
Figure 46 : Coordonnées en X du Cop au cours de l'appui, sur les antérieurs et les postérieurs, en montée et en descente.	71
Figure 47 : Coordonnées en Y du Cop au cours de l'appui, sur les antérieurs et les postérieurs, en montée et en descente.	71
Figure 48 : Vitesses longitudinales et verticales du pied antérieur et postérieur avant l'impact au sol, en montée et en descente.	72
Figure 49 : Durée du freinage (en s) des antérieurs et des postérieurs lors de la montée et de la descente.	72
Figure 50 : Glissement longitudinal (en m) des antérieurs et des postérieurs lors de la montée et de la descente.	73
Figure 51 : Décélération verticale (en $m.s^{-2}$) des antérieurs et des postérieurs lors de la montée et de la descente.	73
Figure 52 : Vibrations générées par l'impact des antérieurs et des postérieurs, en montée et en descente.	73

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 1 : Moyennes (N=60) des données temporelles et cinétiques mesurées sur l'antérieur droit de 6 chevaux trottant sur un cercle à main gauche ou à main droite, sur un sol en asphalte ou en sable fibré.	34
Tableau 2 : Moyennes (N=50) des données temporelles, cinétiques mesurée sur l'antérieur droit de 5 chevaux trottant sur un plan incliné en montée et en descente.	53

LISTE DES ABRÉVIATIONS

Cop :	Centre de pression
DA/DF :	Rapport de la durée de l'appui sur la durée de la foulée
HAF :	Force exercée par le pied sur le sol
GRF :	Force de réaction du sol
P2 :	Phalange moyenne
P3 :	Phalange distale

INTRODUCTION

L'examen permettant de poser un diagnostic de boiterie chez le cheval demande une approche systématique et méthodique. Celle-ci repose sur une expérience acquise au cours de nombreuses années d'apprentissage, de pratique et de travail auprès de praticiens expérimentés. Le clinicien doit réussir à trouver l'origine de la douleur responsable de la symptomatologie au travers d'un examen statique (observation et palpation) et dynamique (analyse de la locomotion). Plusieurs ouvrages (dont «Diagnostic and Management of lameness in the horse » édité par Ross et Dyson (2010a) ou « Adams and Stashak's Lameness in Horse » édité par Baxter (2011)) font référence dans ce domaine (Ross 2010a).

Les données de la biomécanique tiennent une place importante au sein de la partie réservée au diagnostic. Si l'examen minutieux du cheval et l'expérience acquise au cours des années d'exercice sont indispensables à la bonne maîtrise de l'examen locomoteur du cheval (Keegan *et al.*, 1998), les bases scientifiques et anatomo-fonctionnelles permettant d'analyser et de comprendre la démarche sont un préalable incontournable. Ross (2010b) considère à ce titre que le bon diagnostic d'une boiterie relève autant des connaissances scientifiques que d'un « art ». De nombreuses études biomécaniques ont été réalisées afin de décrire la manière dont le cheval adapte sa démarche lors d'une douleur localisée à l'appareil locomoteur. Il existe deux types d'études biomécaniques. Les études biomécaniques permettant de mesurer ou quantifier de façon objective le degré d'asymétrie et (ou) les répercussions de certains types de lésions sur la locomotion du cheval. La seconde catégorie d'étude biomécanique permet de mieux comprendre les sollicitations de l'appareil locomoteur dans certaines circonstances de la locomotion. Ces dernières apportent une meilleure compréhension anatomo-fonctionnelle de l'origine des lésions et une interprétation plus précise de leurs manifestations cliniques. La présente étude se place dans cette dernière catégorie d'études biomécaniques. Elle a pour objectif de fournir aux cliniciens des données quantifiées de référence, dans le contexte de l'examen dynamique, pour les aider à mieux interpréter la symptomatologie des boiteries. Elle vise à apporter des observations objectives permettant de mieux comprendre les sollicitations de l'appareil locomoteur dans les circonstances de l'examen dynamique.

Pour cette étude, on utilisera deux exemples d'exercices réalisés lors de l'examen dynamique (de façon systématique ou complémentaire) et pour lesquels, les données de biomécanique sont encore parcellaires dans la littérature : l'examen au trot sur le cercle et sur un plan incliné.

Après une introduction générale permettant de situer le contexte scientifique, les objectifs et les hypothèses testées, les deux parties suivantes (cercle d'une part et plan incliné d'autre part) seront envisagées de façon indépendante dans l'objectif de pouvoir publier ces résultats sous la forme de deux articles scientifiques distincts.

PREMIÈRE PARTIE : APPORT DE LA BIOMÉCANIQUE

DANS L'ANALYSE ET L'INTERPRÉTATION DE

L'EXAMEN LOCOMOTEUR

La pathologie locomotrice constitue une part importante de l'activité des vétérinaires équins. Depuis près de deux siècles, les hommes se sont intéressés à la locomotion du cheval (Van Weeren 2001). Le progrès technologique a permis à l'homme d'avancer dans la description qualitative et quantitative de la locomotion du cheval. Les connaissances acquises ont permis de décrire la locomotion du cheval sain mais également les adaptations mises en place par le cheval boiteux.

Une boiterie est la manifestation d'un désordre anatomique ou fonctionnel qui apparaît soit en mouvement soit en station. Le diagnostic des boiteries requiert une connaissance détaillée de l'anatomie et de la physiologie des membres. De plus en plus, les cliniciens s'intéressent aux données de la biomécanique pour mieux interpréter la symptomatologie observée au cours de l'examen clinique locomoteur.

1. L'examen clinique locomoteur

La réalisation d'un examen locomoteur est indiquée lors d'affection évidente de l'appareil locomoteur telle qu'une boiterie, une déformation de la région des tendons ou d'une articulation. Il doit également être envisagé lors d'intolérance à l'effort, de difficultés au travail ou lors de visite d'achat. Au cours de cet examen, les praticiens doivent investiguer la boiterie afin d'aboutir à un diagnostic anatomique et lésionnel. Ce diagnostic est indispensable pour établir le pronostic sportif ou/et le choix thérapeutique. Cet exercice demande au praticien une démarche diagnostique complète : recueil de l'anamnèse, évaluation du cheval à distance, palpation des structures anatomiques, observation de la démarche du cheval, réalisation d'examens complémentaires et choix de la thérapeutique dans le cas de boiterie.

1.1. Anamnèse

Il s'agit d'une discussion avec le propriétaire. Le praticien recueille des données sur le cheval : son âge, le sexe, la race... Il se renseigne également sur l'utilisation du cheval, son niveau de performance, l'identification du problème (boiterie visible, gêne au travail...), les circonstances d'apparition, son évolution, la réponse à d'éventuels traitements réalisés au préalable. Tous ces

éléments peuvent fournir des pistes pour le diagnostic, pour le pronostic sportif et pour les options thérapeutiques.

1.2. Examen statique

1.2.1. Examen à distance

Les praticiens doivent d'abord considérer le cheval dans sa globalité afin de ne pas passer à côté d'un élément important. La conformation doit être minutieusement étudiée. La symétrie, la hauteur, la largeur et la conformation de chaque structure anatomique doivent être inspectées. Par exemple, une amyotrophie des muscles doit évoquer une boiterie chronique évoluant depuis plusieurs semaines. Une atteinte neurologique ne sera cependant pas exclue d'emblée. Le vétérinaire observera également la symétrie des reliefs osseux. En effet des fractures, luxations ou processus dégénératifs de type arthropathie peuvent entraîner une modification des reliefs osseux (déplacement du grand trochanter en cas de fracture ou la présence d'un éparvin en région dorso-médial du tarse par exemple). De la même manière, une distension d'un récessus articulaire évoque une atteinte de cette même articulation. La région des tendons doit également être observée pour vérifier l'absence de déformation. Après avoir observé attentivement le cheval, il convient de se rapprocher et passer à une détection plus fine des anomalies : la palpation des structures anatomiques.

1.2.2. Palpation

La palpation est un élément important de l'examen locomoteur. Elle est même essentielle chez les chevaux de sport. En effet, une lésion de desmite du ligament suspenseur n'est pas toujours associée à une boiterie évidente mais peut être responsable de contre performances. Le praticien doit évaluer méticuleusement toutes les parties de l'appareil musculo-squelettique. La palpation doit être standardisée afin de n'oublier aucun élément. En général, on commence par les membres antérieurs, d'abord distalement puis on remonte proximatement jusqu'à l'épaule. Le rachis est ensuite palpé des cervicales jusqu'au bassin. Enfin, on descend distalement sur les postérieurs. Les structures anatomiques des membres doivent être palpées à l'appui mais aussi au soutien. En effet, la sensibilité des tendons ne peut être testée qu'au soutien et cela permet de mobiliser les articulations digitales. Pour une palpation plus précise, le clinicien doit utiliser ses doigts et la paume de sa main. Il doit rechercher tout signe d'inflammation : chaleur, rougeur, tuméfaction, douleur et diminution de mobilité des articulations. La chaleur est un des signes les plus précoces et est facilement perceptible. La rougeur est difficile à évaluer car la peau du cheval est pigmentée en général. La

tuméfaction peut être détectée dès l'inspection. Mais lorsqu'elle est discrète, elle peut passer inaperçue en l'absence de palpation minutieuse. Enfin la mobilisation des articulations permet de mettre en évidence une réduction de l'amplitude de mouvement, mais également la présence de craquements ou de crépitements osseux. La comparaison de chaque structure anatomique à son homologue controlatéral permet de mieux appréhender une anomalie. Cependant, il faut toujours garder à l'esprit que cette anomalie peut être bilatérale (Ross, 2010d).

1.3. Examen dynamique

L'objectif de l'examen dynamique est de déterminer le ou les membres boiteux, une incoordination des membres et la source de la douleur. Il est nécessaire de connaître la démarche d'un cheval non boiteux et de définir les étapes de la foulée pour reconnaître une locomotion anormale. La foulée est séparée en deux phases : l'appui et le soutien. Lors de la phase d'appui, le pied est en contact avec le sol. En revanche, lors de la phase de soutien, le pied ne touche pas le sol. Ces deux phases sont séparées l'une de l'autre par deux phases de transition. Entre la phase de soutien et la phase d'appui, le pied vient au contact du sol. Depuis le premier contact du pied avec le sol jusqu'à l'immobilisation du pied, on parle du poser du pied. Au cours de la phase d'appui, le poids du corps se déplace crânialement provoquant une mise en charge progressive du membre. La charge est maximale lorsque l'articulation métacarpo-phalangienne atteint son extension maximale. Lorsque les talons décollent du sol, on parle de phase de lever du pied. Cette phase se poursuit jusqu'à ce que la pince décolle, elle aussi, du sol (Davies *et al.*, 2007). Lors de la phase de soutien, le membre avance vers l'avant, on parle de protraction du membre. Lors de la phase d'appui, on parle de rétraction du membre.

Au cours de l'examen locomoteur, le cheval est le plus souvent mené en main. La tête et l'encolure du cheval doivent rester « libres de mouvement » (Ross, 2010e). Le cheval est d'abord observé sur une ligne droite au pas et au trot. Le premier aller et retour au pas sur une ligne droite permet d'observer le placement des pieds au cours de la locomotion. L'examineur doit se placer de côté mais également dans l'axe de la ligne droite pour réaliser une bonne observation. Cet exercice est ensuite réalisé au trot. Le cheval doit avoir une allure correcte : ni trop lente ni trop rapide. Le vétérinaire recherche alors des signes de boiterie ou gêne à la locomotion : des hochements de la tête, une asymétrie de la démarche, la présence d'une hypo- ou hypermétrie, une modification de la longueur de la foulée, une dissymétrie dans la descente du boulet à l'appui, des défauts de flexion ou extension des articulations, une asymétrie dans les mouvements du bassin et des tuber sacrale (Baxter et Stashak, 2011).

Le cheval est ensuite longé sur un cercle assez large pour commencer. Si le cheval n'est pas habitué à cet exercice, le meneur peut courir à côté du cheval pour le placer sur un cercle. Le cercle est resserré progressivement. Cet exercice doit être réalisé aux deux mains (dans le sens horaire et anti horaire). Les boiteries sont, en général, accentuées sur le cercle serré au pas comme au trot. La boiterie peut être aggravée lorsque le membre douloureux est situé à l'intérieur ou à l'extérieur du cercle. Lorsqu'il est situé à l'intérieur, les douleurs d'origine podale comme le syndrome podotrochléaire, une desmite du ligament collatéral médial de l'articulation interphalangienne distale se trouvent accentués (Dyson *et al.*, 2004 ; Rose 1996). En revanche, lors de lésion de la troisième phalange, de l'os carpal III, il est fréquent que la compression de la lésion aggrave la boiterie lorsque le membre est à l'extérieur du cercle. Ross (2010e) et Baxter et Stashak (2011) décrivent également une aggravation fréquente de la boiterie lors de desmite du ligament suspenseur, lorsque le membre atteint se trouve à l'extérieur du cercle. L'asymétrie de ces manifestations cliniques suggère ainsi que les sollicitations mécaniques de ces structures anatomiques ne sont pas équivalentes lorsque le membre se trouve à l'intérieur ou à l'extérieur du cercle.

Les chevaux sont quasiment systématiquement observés en cercle sur sol dur et en cercle sur sol mou. Il a été décrit que des changements de la surface d'une piste de course peuvent conduire à des épisodes inexplicables de boiterie chez les chevaux de course (Ross, 2010c). Les différentes surfaces peuvent accentuer certaines boiteries ou anomalies de la locomotion. D'une manière générale, une boiterie accentuée sur un sol souple peut être associée à une lésion des tissus mous. Les manifestations cliniques de lésion tendineuses ou de syndrome podotrochléaire persistent sur le sol mou. Les lésions plus spécifiques du tendon fléchisseur superficiel du doigt ou de la bride carpienne sont souvent accentuées en terrain profond. Les boiteries d'origine podale sont très souvent aggravées sur un sol dur (Denoix, 1992). De plus, le cercle sur le sol mou permet d'observer le cheval se déplacer au galop. Lors de cet exercice, le clinicien peut évaluer la mobilité et la souplesse du dos et des membres pelviens (Denoix, 1992).

Si une boiterie non présente sur la ligne droite apparaît lors de l'exercice sur le cercle, cette boiterie doit être considérée comme la boiterie initiale. Lors de l'examen de contrôle, au cours du traitement, il faudra remettre le cheval dans les mêmes conditions pour évaluer l'efficacité du traitement. Le clinicien peut également diagnostiquer sur le cercle une boiterie différente de celle observée sur la ligne droite. Ceci peut conduire à suspecter deux problèmes différents.

Un sol dur est utilisé pour la ligne droite afin d'observer correctement le placement des sabots au cours de la locomotion. Le sable ou le sol souple a tendance à envelopper le pied lors du poser et il est donc difficile de bien visualiser le poser. De plus, le sol dur permet au praticien d'écouter le bruit des fers ou des sabots lorsqu'ils touchent le sol. Ce bruit est un élément à ajouter dans l'observation. En général, lorsqu'il existe une différence de bruit, le membre qui fait le moins de bruit se trouve être le membre boiteux (Baxter et Stashak, 2011).

Enfin, le clinicien doit parfois avoir recours à des observations supplémentaires telles que l'observation du cheval sur un plan incliné ou au travail, pour affiner son diagnostic. Marcher ou trotter le cheval en ligne droite sur un plan incliné peut permettre d'accentuer une boiterie déjà présente sur les autres exercices ou de mettre en évidence une boiterie jusqu'à présent inapparente. Cet exercice peut également fournir au vétérinaire des pistes sur l'origine de la douleur. En général, les boiteries subtiles sont aggravées sur le plan incliné (Dyson *et al.*, 2003). Un cheval atteint d'une desmrite du suspenseur sur les antérieurs est en général plus boiteux sur la descente (Ross, 2010e). Une lésion palmaire du pied gênera le cheval sur la descente (Ross, 2010e). De même, des chevaux atteints de troubles neurologiques auront tendance à montrer des signes cliniques plus prononcés sur la descente et la montée.

Lorsqu'aucune anomalie de la locomotion n'est mise en évidence par les précédents exercices, il est intéressant d'observer le cheval dans les conditions de son utilisation : monté ou sur la piste. En effet, il est fréquent que des trotteurs contre-performants en course ne présentent pas de gêne à l'examen locomoteur classique, mais présente une boiterie à grande vitesse. Les conditions réelles d'utilisation du cheval peuvent donc apporter des éléments de réponses à l'identification de la boiterie (Ross, 2010e).

La consultation de boiterie est donc un exercice difficile pour le clinicien, en particulier en début de carrière. Elle fait intervenir de nombreuses compétences et connaissances. Le vétérinaire doit effectuer la synthèse de l'anamnèse, de l'examen physique, du type de boiterie observée et de son évolution au cours des différents exercices pour parvenir à la localisation du problème. L'essentiel de cet exercice revient à relier la symptomatologie observée à l'anatomie fonctionnelle du cheval. Pour améliorer cette interprétation, il est fondamental de disposer d'informations biomécaniques quantifiées pour mieux comprendre le lien entre l'exercice réalisé et ses conséquences anatomo-fonctionnelles. La connaissance des contraintes mécaniques exercées sur les structures anatomiques est un préalable pour une meilleure compréhension de la symptomatologie et de son évolution au cours des différents tests réalisés au cours de l'examen locomoteur.

2. Les outils de la recherche en biomécanique

Aujourd'hui, la recherche sur la locomotion utilise essentiellement deux méthodes d'analyse : la cinématique et la cinétique.

2.1. L'étude cinématique par des systèmes opto-électroniques

La cinématique est une discipline de la mécanique qui étudie les mouvements en faisant abstraction des causes générant ce mouvement. L'objectif de ce type d'étude est de décrire les mouvements des segments corporels et les variations d'angle des articulations au cours du déplacement. Il est possible d'analyser les mouvements en deux dimensions ou en trois dimensions. Dans les deux cas, le principe d'acquisition est relativement similaire. Le cheval est équipé de marqueurs placés sur la peau en regard des articulations du membre (Figure 1). Des marqueurs peuvent également être placés sur la ligne du dos pour évaluer les mouvements du tronc lors de la locomotion. Il existe plusieurs types de marqueurs : en deux dimensions (il s'agit de disques de 2 à 3 cm de moyenne recouverts d'un matériau réfléchissant) ou en trois dimensions (marqueurs sphériques). Ces marqueurs doivent être collés sur la peau avec une colle forte pour éviter qu'ils ne se décollent avec la transpiration du cheval. De plus, cette colle évite que le marqueur ne bouge sur la peau et les poils, créant ainsi des mouvements parasites. Le tissu conjonctif sous-cutané est élastique. Lors du déplacement des membres, la peau se déplace sur les os. D'après Clayton et Schamhardt (2001), Van Weeren *et al.* (1990a, 1990b, 1992) ont quantifié ces mouvements et des algorithmes de corrections ont été créés. Ils peuvent être utilisés pour des chevaux de conformation similaire, au pas ou au trot, à une vitesse identique à celle décrite dans les articles.

Figure 1 : Photographie d'un cheval équipé de marqueurs réfléchissants en regard des articulations des membres



Le cheval équipé de ses marqueurs est filmé par une caméra, placée perpendiculairement au déplacement du cheval, pour une analyse en deux dimensions. Pour une analyse en trois dimensions, deux caméras sont nécessaires. Il n'y a pas de recommandation précise pour l'angle entre les deux caméras, mais il faut que tous les marqueurs positionnés sur le cheval soient visibles par les deux caméras. Il est préférable d'utiliser des marqueurs sphériques pour l'analyse en trois dimensions car quelle que soit la position de la caméra, le marqueur conserve une forme circulaire sur l'image. Des points de contrôle (marqueurs dont on connaît parfaitement la position), doivent être mis en place pour calibrer les images.

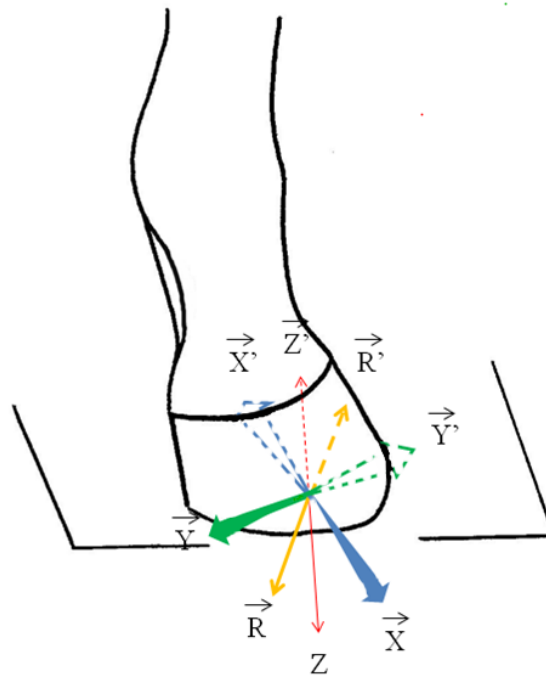
Ensuite, les coordonnées de chaque marqueur sont relevées dans un référentiel adapté. Ceci peut être fait manuellement ou automatiquement avec un système positionnant chaque donnée. On obtient alors, pour chaque marqueur, une série de coordonnées en fonction du temps. On peut ainsi retracer sa trajectoire au cours de la foulée. Grâce à l'ensemble des marqueurs, on obtient une description à la fois qualitative et quantitative du déplacement de chaque segment osseux lors de la locomotion. On regroupe les données en trois groupes : temporelles, déplacement linéaire, mesures angulaires. Les variables temporelles permettent de décrire la durée de la foulée, le patron de la foulée et la coordination des membres. Les variables de déplacement permettent de décrire la longueur de la foulée, le placement des membres les uns par rapport aux autres. En deux dimensions, les variables angulaires correspondent à une flexion ou à une extension des articulations dans le plan sagittal. En trois dimensions, les mouvements de rotation et d'abduction-adduction des articulations peuvent éventuellement être ajoutés à l'analyse (Clayton et Schamhardt, 2001).

2.2. L'étude cinétique

Cette méthode d'analyse fait intervenir les forces permettant de générer le mouvement. On peut ainsi étudier les contraintes exercées sur l'appareil locomoteur. Selon Rooney (2007), sur un cheval debout, environ 30 % du poids du corps est réparti sur chaque antérieur et 20 % sur chaque postérieur. Le mouvement et la stature debout soumettent les membres du cheval à un ensemble de « forces ». On appellera « force » une action mécanique, appliquée sur un solide, capable de provoquer ou de modifier le mouvement du solide. Elle est modélisée par un vecteur force s'appliquant en un point du solide. La direction et le sens de ce vecteur force correspondent à la direction et au sens de l'action mécanique localisée. La norme du vecteur représente l'intensité de l'action mécanique exercée. Le principe des actions réciproques (ou troisième loi de Newton) dit que lorsque deux solides sont en interaction, si le solide 1 exerce une force \vec{F}_a sur le solide 2, le solide 2 exerce lui-même une force \vec{F}_b sur le solide 1. Ces deux vecteurs sont appliqués au même

point d'application, ils sont opposés ($\vec{F}a = -\vec{F}b$) et portés par la même droite. Lorsque le cheval vient à l'appui, le pied du cheval est à l'équilibre avec le sol. Il exerce une force \vec{R} sur le sol et le sol exerce également une force \vec{R}' sur le pied. Les forces \vec{R} et \vec{R}' peuvent être considérées comme les forces résultantes de trois autres forces chacune : \vec{X} , \vec{Y} et \vec{Z} pour \vec{R} et \vec{X}' , \vec{Y}' et \vec{Z}' pour \vec{R}' . La force \vec{X} est tangentielle à la surface de contact, elle fait glisser le pied vers l'avant, la force \vec{X}' représente la force de frottement qui résiste à ce glissement et favorise l'arrêt du pied. La force \vec{Y} est positionnée dans le même plan et perpendiculaire à la force \vec{X} . La force \vec{Y}' est l'opposée de la force \vec{Y} . La force \vec{Z} est la composante de \vec{R} qui pousse le pied verticalement sur le sol. Elle est perpendiculaire au plan (\vec{X}, \vec{Y}) . La force \vec{Z}' est la composante de réaction du sol qui s'oppose à la force \vec{Z} (Figure 2).

Figure 2 : Illustration des forces appliquées sur le pied du cheval lors de l'appui.



Le moment d'une force par rapport à un point est une grandeur physique vectorielle traduisant l'aptitude d'une force à faire tourner un système mécanique autour de ce point souvent appelé pivot. Les moments appliqués sur le pied du cheval lors de la locomotion sont responsables de mouvement de rotation sur les articulations digitales.

Avec l'étude cinétique de la locomotion, on s'intéresse donc aux forces et aux moments qui sont appliqués sur le pied en particulier au moment de l'impact et de l'appui vertical du membre. Les actions mécaniques exercées dans les trois dimensions de l'espace participent au mouvement du pied et engendrent des contraintes différentes en fonction des exercices réalisés.

Les études cinétiques de la locomotion utilisent différents instruments pour mesurer les forces exercées sur le pied du cheval lors de la locomotion. Le premier outil développé est la plate-forme de force. Il s'agit d'une plaque en métal positionnée dans le sol et recouverte d'un revêtement anti-dérapant. Des capteurs placés dans les coins de la plaque convertissent la force mesurée en signal électrique. Ce dernier est amplifié et enregistré. Cet outil permet de mesurer la durée de l'appui, les forces longitudinale, verticale, transversale, les impulsions de ces forces et le centre d'application des forces. La taille de la plaque est un élément clé. En effet, lorsque le cheval passe sur la plate-forme de force, si deux sabots se posent en même temps sur la plaque, il est impossible d'en dissocier les effets, cette foulée devra donc être éliminée de l'étude. A l'inverse, lorsque la plaque est de trop faible dimension, la probabilité que l'animal pose correctement son pied à chaque passage sur la zone de mesure diminue. Les enregistrements doivent par conséquent être répétés de nombreuses fois et il n'est pas possible de mesurer plusieurs appuis successifs, à moins de disposer d'une série de plusieurs plateformes. De plus, les auteurs font généralement l'hypothèse que la trajectoire du cheval (et par conséquent l'orientation du pied) est parallèle au grand axe de la plateforme (Clayton et Schamhardt, 2001). Cette hypothèse n'est cependant pas valable lors d'un déplacement sur le cercle.

Le tapis roulant est un outil fréquemment utilisé pour l'analyse visuelle et cinématique de la locomotion. Weishaupt *et al.* (2002), ont développé un tapis roulant équipé d'une plate-forme de force pour mesurer, simultanément sur les quatre membres, la force de réaction du sol. Le tapis roulant instrumenté est équipé de 18 capteurs de pression. La combinaison du tapis roulant et de la plateforme de force permet de mieux contrôler la vitesse des chevaux et d'analyser une grande quantité de foulées successives. Les chevaux ont besoin d'une période d'apprentissage pour retrouver des allures naturelles sur le tapis roulant.

Avec la plate-forme de force comme le tapis roulant instrumenté, la trajectoire du cheval doit être alignée avec le grand axe de la plaque en acier. De plus, ils ne permettent pas d'étudier l'effet des différentes surfaces dans les conditions réelles de l'exercice. De nombreux auteurs comme Ratzlaff *et al.* (1990), Roepstorff *et al.* (1993) et plus récemment Chateau *et al.* (2009) ont mis au point des fers de force fixés directement au pied du cheval capables de mesurer les contraintes biomécaniques appliquées sur le pied du cheval et ce, dans toutes les circonstances d'utilisation. Ces fers sont équipés de plusieurs capteurs de force pris en sandwich entre deux plaques. Ils sont fixés au pied du cheval par des clous, de la même manière qu'un fer classique. Ils permettent de mesurer la force de réaction du sol (GRF) sur toutes les surfaces, quelque soit la trajectoire du cheval et sur plusieurs foulées successives.

3. La biomécanique au service du diagnostic des boiteries

Les affections responsables de boiterie peuvent être de plusieurs types. Les plus fréquentes sont qualifiées de « boiterie d'appui » car elles engendrent de la douleur lors de l'appui. Le cheval essaie de minimiser la douleur en modifiant sa locomotion. Les modifications de la locomotion concernent : les mouvements du pied, mouvements angulaires des articulations, les mouvements de la tête et du tronc, causant ainsi des modifications des actions mécaniques exercées sur les membres.

3.1. Quantification objective d'une asymétrie de la locomotion

3.1.1. Description cinématique

3.1.1.1. Mouvements des membres

Généralement, les chevaux boiteux tendent à réduire leur vitesse de locomotion. Ils diminuent la durée de la foulée, la longueur de la foulée et toutes les variables temporelles qui en découlent comme la durée de l'appui et la protraction du membre controlatéral.

Selon Stashak (1987), la trajectoire du pied lors de la phase de soutien est modifiée lors de boiterie de soutien mais aussi lors de boiterie d'appui. En effet, Buchner *et al.* (1996a) ont travaillé avec des chevaux présentant une boiterie antérieure. Ils ont montré que l'amplitude de rétraction et de protraction du membre sain est supérieure à celle du membre boiteux. Sur une boiterie postérieure, le pied du membre boiteux dessine une trajectoire plus rasante que le membre sain.

Sur un cheval boiteux, les mouvements des articulations proximales (épaule, coude, carpe et tarse) et des articulations distales (boulet et interphalangiennes) sont modifiés. Lors de l'appui, le cheval tente de réduire la charge portée par le membre douloureux. Ce report de poids peut être objectivé par la description du mouvement des articulations digitales au cours de l'appui. Au trot, le boulet subit une hyper-extension jusqu'au milieu de la phase d'appui (charge maximale). L'hyper-extension diminue ensuite progressivement jusqu'à la fin de l'appui (Buchner *et al.*, 1996a). La trajectoire du pied et l'hyper-extension du boulet sont des critères souvent utilisés lors de l'examen locomoteur pour le diagnostic des boiteries.

Audigié *et al.* (1997) ont calculé un index de symétrie permettant de quantifier le degré de symétrie de la locomotion chez des chevaux sains et des chevaux boiteux. Cet index est obtenu en calculant l'indice de symétrie d'une variable cinématique à droite et à gauche. Cette méthode permet de distinguer différents types de boiterie : boiterie antérieure, postérieure et bilatérale. Ces index ont été utilisés sur les chevaux spontanément boiteux. Les asymétries verticales des marqueurs

correspondant aux articulations proximales des membres sont de bons indicateurs de boiterie (Audigié *et al.*, 2001). Il est également décrit que l'asymétrie de l'extension de l'articulation métacarpo-phalangienne et la flexion de l'articulation inter-phalangienne distale sont des marqueurs de moindre intérêt pour les 3 chevaux utilisés dans cette étude. En effet, même les chevaux sains présentent une variabilité de l'extension du boulet et la flexion de l'inter-phalangienne distale. La variabilité intra-individuelle des mouvements articulaires est plus importante sur les articulations distales. Il est donc nécessaire de prendre en compte la symétrie des articulations proximales et les mouvements de la tête et du tronc dans l'évaluation d'un cheval boiteux.

3.1.1.2. Mouvements de la tête et du tronc

Les mouvements de la tête et du tronc sont également de bons critères diagnostic des boiteries. Sur un cheval sain, la tête, les tuber sacralæ et les tuber coxæ présentent des mouvements d'oscillation sinusoïdale au cours de la foulée. La hauteur de ces structures chute au début de la phase d'appui du premier bipède diagonal. Elles atteignent le point le plus bas au milieu de l'appui. Au cours de la deuxième moitié de l'appui elles remontent jusqu'à atteindre le point le plus élevé à la fin ou juste avant la fin de l'appui. Pendant la phase de suspension, le corps commence à redescendre sur l'appui du nouveau bipède diagonal (Buchner, 2001). Lorsque le cheval est boiteux, ce schéma est modifié.

En cas de boiterie antérieure, les oscillations de la tête sont fortement réduites lors de l'appui du membre boiteux. La tête présente une oscillation dissymétrique au cours de la foulée : elle atteint le point le plus bas lors de l'appui du membre sain et s'élève fortement au cours de l'appui du membre boiteux. Lors de boiterie postérieure, les mouvements de la croupe et des tuber coxæ deviennent asymétriques. L'amplitude de l'oscillation de ses structures anatomiques est réduite lorsque le membre douloureux est à l'appui (Buchner *et al.*, 1996b). Le tronc présente également des oscillations dissymétriques lors de boiterie. Audigié *et al.* (2002) ont mesuré les mouvements verticaux de marqueurs placés sur la ligne du dos du cheval (vertèbres thoraciques et premières lombaires). Ils ont montré que lors de boiteries antérieures ou postérieures, les mouvements verticaux du tronc au sein d'une foulée sont modifiés : lors de l'appui du bipède diagonal douloureux, l'amplitude de mouvement est diminuée par rapport à celle lors de l'appui du bipède non douloureux. Ce phénomène se traduit par une diminution de l'appui et de la propulsion du bipède douloureux, compensées par le bipède sain (Audigié *et al.*, 2002).

3.1.2. Description cinétique

Lors d'une boiterie d'appui, le cheval essaie de réduire la douleur en réduisant la charge sur le membre atteint. Cette redistribution du poids du corps peut être évaluée à l'aide de plate-forme de force ou de fer de force. Les données synchrones de la cinématique et de la cinétique apportent une vision plus complète de la façon dont le cheval se déplace avec une boiterie ainsi qu'une meilleure compréhension des mécanismes de redistribution de la charge sur les autres membres. Merkens et Schamhardt (1988a), Moris et Seeherman (1986) et Clayton *et al.* (2000), ont montré que, au pas comme au trot, plus la boiterie est importante, plus la force de réaction du sol diminue sur le membre douloureux.

Merkens et Schamhardt (1993) et Clayton (2000) ont mis en évidence une corrélation entre la diminution de l'hyper extension du boulet et la diminution de la force de réaction du sol lors de l'appui du membre boiteux. La charge est redistribuée sur les autres membres sains. Le tapis roulant instrumenté permet d'évaluer le report de poids sur le membre controlatéral mais également sur les autres membres. Weishaupt *et al.* (2006) ont montré que lors d'une boiterie antérieure au trot, la force verticale est diminuée sur le membre boiteux mais également pour le postérieur ipsilatéral. Pour le postérieur placé en diagonale de l'antérieur boiteux la force verticale est légèrement augmentée. La force de propulsion est augmentée sur le postérieur en diagonal du membre boiteux, et elle est diminuée sur le postérieur ipsilatéral. Lors de boiterie postérieure, lorsque le diagonal boiteux est à l'appui, l'impulsion verticale est diminuée et elle est basculée sur les antérieurs (Weishaupt *et al.*, 2004).

Les études biomécaniques, à la fois cinématique et cinétique, permettent une description complète des mécanismes mis en jeu par le cheval pour adapter sa locomotion à une douleur localisée au niveau d'un membre. Le cheval réduit la charge portée sur son membre douloureux en adaptant les mouvements de la tête et du tronc. La modification de la trajectoire du pied impacte également la charge portée par le membre. Le défaut de protraction observé sur le membre boiteux permet au cheval d'amorcer le poser lorsque le tronc du cheval est encore à un point élevé de son oscillation verticale et sa vitesse de descente est faible. Ce mécanisme réduit l'effort de soulèvement du corps à la fin de la phase d'appui (Buchner, 2001).

3.2. Sollicitations et conséquences anatomo-fonctionnelles de l'examen dynamique

Le praticien souhaite dès l'examen dynamique du cheval, avoir des pistes pour le diagnostic. Il est difficile de définir un patron de modifications biomécaniques correspondant à une pathologie donnée (Clayton *et al.*, 2000 ; Keegan *et al.*, 1997 ; Back *et al.*, 1993 ; Ratzalff *et al.*, 1982) d'autant

plus lorsque plusieurs pathologies sont associées (Buchner, 2001). C'est pourquoi l'examen dynamique comprend différents exercices au cours desquels, le comportement du cheval est observé. La connaissance des contraintes appliquées au cours de ces différents exercices permettrait au praticien de mieux comprendre la symptomatologie du cheval. En effet, la mise en relation des contraintes appliquées et de l'anatomie fonctionnelle permet de formuler des hypothèses plus précises de diagnostic.

Pour comprendre la symptomatologie exprimée par un cheval douloureux, il faut connaître les contraintes exercées sur le pied d'un cheval sain. Merkens *et al.* (1993) ont mesuré, avec une plateforme de force, la force de réaction du sol exercée sur le pied du cheval au trot. Le fer à capteur de force permet d'étudier le cheval en ligne droite et sur différents sols. D'après Crevier-Denoix *et al.* (2010b), un sol en sable dont la teneur en eau est plus faible entraîne une diminution significative des maximums des forces verticales et longitudinales appliquées sur le membre antérieur. Ces résultats confirment le caractère amortissant du terrain profond. En revanche, ce terrain déformable diminue les capacités de propulsion du cheval. Par la suite, d'autres sols ont été testés, les pistes comme la fibré-huilé, l'herbe, le sable de plage assez profond apparaissent plus amortissant, le choc à l'impact est moins important, le freinage et la mise en charge du membre sont plus progressifs (Robin, 2009 ; Chateau, 2009c ; Chateau, 2010). Le caractère amortissant du sol réduit également la tension du tendon fléchisseur superficiel du doigt (Crevier-Denoix, 2009). Ces différentes études apportent des données quantifiées pour une meilleure compréhension des contraintes mécaniques exercées sur le pied du cheval et leurs conséquences anatomo-fonctionnelles dans la première partie de l'examen locomoteur : la ligne droite. Lors de l'examen dynamique le cheval est ensuite longé sur différents sols et éventuellement observé sur un plan incliné en montée et en descente. La réalisation de ces exercices est à l'origine de contraintes mécaniques différentes pouvant modifier la symptomatologie du cheval.

3.2.1. Le cercle au trot

Mettre le cheval au trot sur le cercle peut accentuer certaines boiteries. De plus, cet exercice apporte au clinicien des données supplémentaires en fonction du diamètre du cercle et du type de sol (Starke *et al.*, 2012). C'est pourquoi, récemment, plusieurs auteurs se sont intéressés à la biomécanique mise en jeu dans cet exercice : Starke *et al.* (2012) ont montré que le cercle induit des mouvements systématiques de la tête et du tronc. Clayton et Sha (2006) ont mis en évidence que, sur un cercle d'environ 6 m de diamètre, les chevaux, trottant à une vitesse moyenne de 2.3 m/s, se couchent avec un angle d'environ 15° vers l'intérieur du cercle. Lorsque le cercle est serré, pendant la phase

d'appui, le membre antérieur intérieur subit une forte adduction. Ce mouvement génère des sollicitations asymétriques (collatéromotion, rotation axiale) des articulations digitales (Chateau *et al.*, 2005). Les études cinétiques sont plus difficiles à mettre en place en raison des contraintes d'utilisation de la plate-forme de force sur une trajectoire circulaire. Heaps *et al.* (2010) ont montré une grande variabilité des moments autour de l'axe longitudinal du pied. L'étude des forces et des moments appliqués sur le pied du cheval au cours d'un cercle au trot ; sur différents types de sols, reste très sommaire pour une bonne compréhension des contraintes anatomo-fonctionnelles et une bonne interprétation de la symptomatologie observée.

3.2.1. Montée sur un plan incliné

De la même manière, la locomotion sur un plan incliné a fait l'objet d'études biomécaniques. Sloet *et al.* (1997) ont fait trotter des chevaux sur un tapis roulant incliné pour simuler une pente en montée de 6 %. L'extension maximale des boulets antérieurs était significativement plus faible sur le plan incliné que sur le plat. En revanche, les boulets postérieurs présentaient une hyper extension marquée sur la montée. Le tarse était plus fléchi lors de l'impact et la rétraction des postérieurs était supérieure à celle observée sur le plat. Les postérieurs supportent plus de charge que les antérieurs et génèrent une propulsion plus importante (Sloet *et al.*, 1997). D'un point de vue cinétique, Dutto *et al.* (2004) ont montré que, lors de la montée, le maximum de la force verticale est réduit sur les antérieurs alors qu'il est augmenté sur les postérieurs. La force de freinage est réduite sur les antérieurs en comparaison aux postérieurs. De plus, les postérieurs génèrent également une force de propulsion supérieure à celle observée sur le plat. Les actions mécaniques appliquées sur les postérieurs sont plus importantes sur la montée que sur un sol horizontal.

En conclusion, plusieurs études apportent des éléments de réponse sur les paramètres cinématiques et cinétiques de la locomotion du cheval au cours des exercices de l'examen locomoteur. Cependant, à ce jour de nombreuses données manquent, notamment sur la quantification de la force de réaction au sol lors du déplacement sur le cercle ou en descente.

CONCLUSION

L'examen locomoteur est un exercice difficile. La partie la plus délicate est l'observation du cheval en mouvement. En effet, dès cette étape le clinicien doit interpréter la symptomatologie pour déterminer la cause de la boiterie. Dans ce contexte, la biomécanique est un outil intéressant car elle permet d'une part de quantifier de façon objective les asymétries et d'autre part, elle permet de quantifier les contraintes mécaniques appliquées sur les formations anatomiques lors de la

locomotion. Ce dernier aspect est essentiel pour la compréhension et l'interprétation de la symptomatologie. Il permet de déterminer dès l'examen dynamique quelle structure (ou région) anatomique est à l'origine de la douleur.

Cependant, des données restent manquantes pour la locomotion dans le contexte de l'examen locomoteur du cheval. Les forces et les moments exercés sur le pied ont été peu investigués sur le cercle et sur un plan incliné en montée et en descente. Ce manque de données est essentiellement dû à la difficulté de mise en place d'une telle étude avec des outils comme la plate-forme de force ou le tapis roulant instrumenté. En effet, ils sont difficilement voire pas du tout utilisables sur une trajectoire circulaire et leur utilisation ne peut se faire que dans les conditions du laboratoire, éloignées de la réalité du terrain.

Dans ce contexte, l'objectif de cette étude est double :

- mettre en œuvre un protocole de mesure permettant de quantifier les forces et les moments appliqués sur le membre grâce à l'utilisation d'un fer dynamométrique ;
- appliquer ce protocole pour évaluer les effets biomécaniques de plusieurs exercices couramment utilisés dans le cadre de l'examen locomoteur d'un cheval boiteux et plus spécifiquement tester les hypothèses selon lesquelles :
 - sur un cercle au trot, le membre extérieur ne subit pas les mêmes contraintes biomécaniques que le membre à l'intérieur du cercle,
 - sur un cercle au trot, la dureté du sol modifie ces contraintes biomécaniques,
 - sur un plan incliné, les contraintes biomécaniques (et la répartition de ces contraintes entre les antérieurs et les postérieurs) sont modifiées en montée et en descente.

Les deux premières hypothèses seront testées dans la 2^{ème} partie de cette thèse et la troisième dans la troisième partie. Chacune de ses parties étant rédigée sous la forme d'un article scientifique indépendant, certaines redites (dans l'introduction et le matériel et méthode) sont volontaires.

DEUXIÈME PARTIE : ÉTUDE CINÉTIQUE DE

L'EXAMEN LOCOMOTEUR DU CHEVAL :

APPLICATION À L'ANALYSE DU DÉPLACEMENT SUR

LE CERCLE AU TROT

INTRODUCTION

Le cercle au trot à main gauche et à main droite est considéré comme un point crucial de l'examen clinique locomoteur. En général, cet exercice exacerbe la boiterie et fournit des informations complémentaires sur l'origine de cette boiterie en fonction du diamètre du cercle et du type de sol (Ross, 2010e ; Starke *et al.*, 2012). De plus, peu d'informations concernant la locomotion sur le cercle sont disponibles malgré l'utilisation fréquente des cercles et des virages plus ou moins serrés dans de nombreuses disciplines équestres. En effet, les études cinétiques et cinématiques, sont essentiellement effectuées sur la ligne droite en raison des difficultés techniques de réalisation de ces études sur une trajectoire circulaire. Il en résulte qu'un certain nombre de données (notamment cinétiques) manquent pour bien comprendre les effets de ce déplacement sur la locomotion du cheval.

A l'heure actuelle, l'évaluation des effets du déplacement sur un cercle a essentiellement été abordée par des techniques cinématiques ou accélérométriques. Récemment, Starke *et al.* (2012) ont utilisé des centrales de mesure inertielle, placées sur des chevaux, pour chercher les adaptations des mouvements du tronc sur un cercle au trot. Ils ont montré que cet exercice entraîne des changements systématiques sur les mouvements de la tête et du dos. Clayton et Sha (2006) ont étudié les mouvements du centre de gravité de chevaux, au trot, sur un cercle de 3 m de diamètre. Ils ont montré que tous les chevaux se couchent vers l'intérieur du cercle avec un angle de $14,8 \pm 2,8^\circ$ durant toute la foulée. Brocklehurst *et al.* (2013) se sont également intéressés à l'inclinaison du corps sur le cercle. Ils ont comparé l'inclinaison observée à celle attendue en fonction de l'accélération centripète. Ils ont mis en évidence que l'inclinaison observée est inférieure à l'inclinaison attendue : -1.1° (de -7.6° à 5.4°) pour le trot et -0.8° (de -7.6° à 8.3°) pour le galop. Le sens du mouvement et le cheval lui-même sont les principales causes de modification de l'inclinaison du corps par rapport à l'inclinaison théorique attendue. L'adaptation de l'inclinaison du corps est visible aux deux allures. Selon les auteurs, cette observation est en faveur d'une adaptation de l'inclinaison du corps modifiée en fonction de la vitesse et du diamètre du cercle,

comme pour mieux aligner les membres avec la résultante des forces et limiter les contraintes excessives sur les articulations. Hobbs *et al.* (2011) ont également essayé de déterminer si des mécanismes d'adaptation existaient chez le cheval se déplaçant sur un virage relevé par rapport à un virage à plat. Ils ont montré que l'inclinaison du membre et l'inclinaison relative du corps sont significativement plus importantes au trot et au canter pour un virage sur le plat par rapport à un virage sur un plan incliné. Les chevaux négocient le virage relevé avec une posture du membre qui se rapproche plus de celle utilisée lors d'un déplacement en ligne droite.

L'inclinaison du membre et du corps lors d'un virage sont cruciaux pour comprendre les contraintes que subissent les articulations sur le cercle. Chateau *et al.* (2005) se sont intéressés aux mouvements 3D (incluant les mouvements extrasagittaux d'abduction-adduction et de rotation axiale) des articulations digitales des chevaux lors d'un virage serré au pas. Il a été montré que, durant la phase d'appui, sur un cercle, l'antérieur intérieur subit une importante adduction. Durant la phase de soutien, l'antérieur intérieur se déplace vers l'intérieur du cercle pour aller chercher le terrain vers le centre du cercle. Ensuite, durant la phase d'appui, le pied reste immobile au sol et le cheval ramène sa masse corporelle au dessus de ce membre antérieur. Ce mouvement, associé à l'inclinaison du corps sur le cercle, entraîne des modifications des actions mécaniques appliquées sur les articulations distales par rapport au mouvement en ligne droite. Les plus grandes modifications ont été mesurées sur l'articulation inter-phalangienne distale qui subit alors des mouvements combinés d'abduction (environ 2°) et de rotation interne (environ 10°). L'articulation inter-phalangienne proximale et l'articulation métacarpo-phalangienne subissent aussi une rotation interne d'environ 4° lors de la flexion. Les rotations extra-sagittales sont reconnues pour augmenter les contraintes sur les articulations digitales durant la phase d'appui (Denoix, 1999). Ces informations peuvent être utilisées pour mieux comprendre l'étiopathogénie des lésions courantes comme l'arthrose, les lésions des ligaments collatéraux, les capsulites souvent rencontrées chez les chevaux pratiquant des activités imposant de nombreux tournants et virages serrés (Mc Diarmid *et al.*, 1998 ; Swanson *et al.*, 1988 ; Stashak *et al.*, 2002).

Afin d'améliorer les connaissances concernant la locomotion du cheval évoluant sur un cercle, une approche cinétique est nécessaire en plus de l'approche cinématique. Plusieurs études sur la biomécanique humaine ont démontré que, sur une courbe, le coureur génère une force centripète en appliquant une force latérale sur le sol à chaque pas (Orendurff *et al.*, 2006 ; Chang et Kram 2007 ; Glaister *et al.*, 2008 ; Strike et Taylor, 2009). Au cours du virage, l'impulsion médio-latérale, à la fois sur le membre intérieur et le membre extérieur, accélère le corps dans la direction du mouvement. L'impulsion transversale est nécessaire pour changer la direction du vecteur de

mouvement appliqué au coureur et pour générer une accélération du corps dans la direction du tournant.

Heaps *et al.* (2011) ont mesuré le moment de torsion (autour de l'axe vertical) appliqué au centre de pression du pied de six chevaux sur un cercle à main gauche et à main droite avec une plate-forme de force. Ils ont montré une grande variabilité entre les chevaux et ont conclu que de potentielles asymétries mécaniques devraient être prises en compte. Les mesures ont été faites au pas. La force de réaction du sol (GRF) et les moments autour des axes longitudinaux et transversaux n'ont pas été reportés. Le manque de données cinétiques sur le cercle peut être expliqué par les contraintes techniques d'utilisation de la plaque de force. En effet, les mesures réalisées avec une plate-forme de force ne permettent d'enregistrer qu'un nombre limité d'appuis avec le sol. La plate-forme étant fixe, la trajectoire du cheval doit passer par la plaque de force au sol, mais il est parfois difficile d'amener le cheval avec la trajectoire adéquate sur cette plaque. Cela est d'autant plus vrai avec une trajectoire circulaire. Lors de la marche en ligne droite, on peut faire l'hypothèse que le référentiel de la plate-forme de force et celui du pied du cheval se confondent au moment du poser du pied. En revanche, lors de la trajectoire circulaire, le cheval ne pose pas son pied dans l'axe de la plaque de force. Les deux référentiels sont donc différents et dans cette situation, en l'absence d'étude cinématique simultanée à l'étude cinétique, il est impossible d'extrapoler les résultats de la plaque de force au pied du cheval (Glaister *et al.*, 2007).

Récemment, un nouveau modèle de fer dynamométrique a été conçu (Chateau *et al.*, 2009a) pour étudier l'effet de différents sol sur la cinétique du membre antérieur sur des trotteurs attelés (Robin *et al.*, 2009 ; Chateau *et al.*, 2010 ; Crevier-Denoix *et al.*, 2010). Après adaptation du système d'acquisition des données, l'appareil a été installé sur des chevaux montés ou longés. L'utilisation d'un fer dynamométrique trouve un intérêt particulier dans la mesure de la force de réaction du sol, ou plus précisément de l'action mécanique exercé par le pied sur le sol (c'est-à-dire l'opposée de la GRF). Il permet d'exprimer cette force dans une perspective anatomique montrant comment elle intervient sur le membre lui-même, quelque soit la position du pied.

Le premier objectif de cette étude est tout d'abord d'utiliser cet outil afin de mieux quantifier la force exercée par le pied sur le sol et les moments associés, sur des chevaux trottant à main gauche et à main droite sur un cercle de 8 m de diamètre et de comparer les résultats obtenus pour le membre intérieur et extérieur. Le second objectif est de tester l'hypothèse que les forces extra-sagittales et les moments sont moins importants lorsque les chevaux trottent sur un sol mou en sable fibré.

1. MATÉRIEL ET MÉTHODE

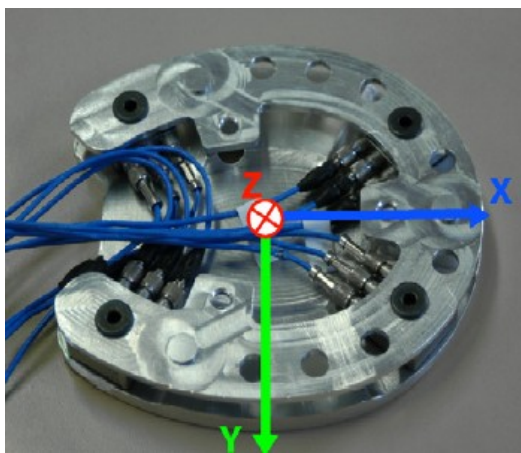
1.1. Chevaux

Six chevaux (3 hongres et 3 mâles, 537 ± 40 kg, 12.3 ± 4.6 ans) ont été utilisés pour cette étude. Trois d'entre eux étaient de race Selle Français, deux Anglo-arabe et le dernier était un Trotteur Français. Ces chevaux ont été sélectionnés de façon à ce que leurs sabots antérieurs soit de taille similaire et correspondent à la taille du fer dynamométrique. Tous les chevaux étaient cliniquement sains et ne présentaient pas d'anomalie de locomotion. Ils avaient tous l'habitude d'être longés.

1.2. Instruments de mesure

Après parage des deux antérieurs par un maréchal ferrant expérimenté, l'antérieur droit de chaque cheval a été équipé du fer dynamométrique présenté sur la figure 3. Ce dernier est composé de 4 capteurs de force piézoélectrique (modele 9251A, Kistler, Winterthur, Switzerland) pris en sandwich entre deux plaques d'aluminium (Chateau *et al.*, 2009a).

Figure 3 : Photographie du fer dynamométrique placé sous l'antérieur droit (Chateau *et al.*, 2009a)



Le poids total du fer dynamométrique avec les capteurs était de 490 g et sa hauteur totale était de 22 mm. Les capteurs étaient situés à la moitié de la hauteur du fer soit 11 mm. L'antérieur gauche était équipé d'un fer sans capteur mais possédant les mêmes propriétés en termes de poids et de hauteur que le fer dynamométrique. Les câbles étaient fixés au membre et connectés à des amplificateurs de charge (model 5073A411, Kistler) puis à un convertisseur analogique-numérique (NI-USB 6218, National Instruments Corp., Austin, USA) connecté à un mini-ordinateur (Vaio VGN-P11Z, Sony Corporation, Tokyo, Japan). Une connexion Wi-Fi permettait de télécommander l'acquisition des données. Le système d'acquisition était placé derrière la selle dans deux sacs fixés sur le tapis de selle (Figure 4). Son poids total, sans le fer, atteignait environ 4.5 kg. L'acquisition a été réalisée

à 7.8 kHz.

Figure 4 : Photographie du système d'acquisition placé dans une sacoche fixée sur le tapis de selle (les éléments électroniques sont schématisés par transparence)



1.3. Procédures d'enregistrement

Les chevaux ont été longés sur un cercle de 8 mètres de diamètre à main gauche et à main droite. La taille du cercle a été contrôlée par la longueur de la longe. Le pied équipé du fer dynamométrique était alternativement à l'intérieur du cercle (à main droite) et à l'extérieur (à main gauche). Les mêmes enregistrements ont été réalisés sur un sol en asphalte tout d'abord puis sur un sol mou en sable fibré. Les chevaux trottaient à 3 m/s. La vitesse était contrôlée par un chronomètre à chaque révolution.

1.4. Traitement des données

Dix foulées successives ont été analysées pour chaque essai. La durée de l'appui a été calculée à partir des données de la composante verticale de la force de réaction du sol. Pour délimiter la phase d'appui, le premier contact au sol a été détecté lorsque la force de réaction au sol dépasse la valeur seuil de 100N et le décollement de la pince, lorsque la force de réaction au sol repasse sous cette valeur seuil (Crevier-Denoix *et al.*, 2010).

La force exercée par le pied sur le sol (HAF) a été exprimée dans un référentiel local, lié au pied. L'origine du référentiel était le centre géométrique du fer (barycentre des 4 capteurs) et les 3 axes étaient orientés de la façon suivante : l'axe longitudinal (X) dans la direction palmaro-dorsale (pointant vers l'avant), l'axe horizontal (Y) dans la direction médio-latérale (pointant vers la droite du cheval) et l'axe vertical (Z) perpendiculaire au plan de la sole (pointant vers le bas) (Figure 5). Les trois moments relatifs au centre géométrique du fer ainsi que la position du centre de pression (CoP) ont été calculés. Un logiciel a été utilisé pour calculer les extremums de forces et les impulsions (intégrale de la force en fonction du temps), la vitesse de mise en charge du membre (du premier contact au pic de la force verticale), les pics de moments et les moments cinétiques

(intégrale du moment en fonction du temps), la fréquence des foulées, les paramètres temporels de chaque foulée.

Figure 5 : Photographie définissant le repère utilisé pour la projection de la force que le pied exerce sur le sol : axe longitudinal (X) dans la direction palmaro-dorsale (pointant vers l'avant), axe horizontal (Y) dans la direction médio-latérale (pointant vers la droite du cheval) et axe vertical (Z) perpendiculaire au plan de la sole (pointant vers le bas)



1.5. Analyse des données

Les données ont été traitées par une analyse de variances (GLM, SAS) sur les mesures répétées avec chaque cheval. Les résultats ont d'abord été comparés entre le cercle à main droite et le cercle à main gauche sur chaque surface. Ensuite, les résultats ont été comparés entre l'asphalte et le sable fibré. Un test de Student-Newman-Keuls est utilisé pour les comparaisons. Le niveau de significativité de ce test a été fixé à $p < 0,05$.

2. RÉSULTATS

2.1. Vitesse

La vitesse moyenne sur l'asphalte était de : $3,02 \pm 0,29$ m/s sur le cercle à droite et $3,13 \pm 0,43$ m/s sur le cercle à gauche. Sur le sol fibré, la vitesse était légèrement supérieure $3,26 \pm 0,24$ m/s à droite et $3,28 \pm 0,60$ m/s à gauche (Tableau 1).

2.2. Effet de la direction (membre interne ou externe)

2.2.1. Variables temporelles

Les résultats ont montré que la phase d'appui était plus courte (-7,4 %, $p < 0,05$) quand le membre équipé était à l'extérieur du cercle. La fréquence des foulées n'était pas significativement différente. Il y avait donc une diminution du rapport durée appui / durée foulée sur le membre extérieur lors d'un déplacement sur un cercle.

2.2.2. Forces exercées par le pied et impulsions

Sur l'asphalte, le maximum de l'intensité de la force longitudinale de propulsion (X) était significativement augmenté (40 %, $p = 0,0002$) pour le membre extérieur. En revanche, sur le sable fibré, il était diminué (-31,8 %, $p = 0,0110$, Fig. 6).

La composante transversale (Y) de la force que le pied exerce sur le sol était orientée vers l'extérieur du cercle. Cela était vrai que le membre soit placé à l'intérieur ou à l'extérieur du cercle, aussi bien sur un sol en asphalte que sur un sol en sable fibré. Compte tenu du référentiel choisi (positif dans le sens médio-latéral), cette force était donc positive quand le membre était à l'extérieur et négative quand il était à l'intérieur (Fig. 7). À la moitié de l'appui, le pic de cette force transversale atteignait jusqu'à 24 % du pic de force verticale. Ce pic de force transversale et l'impulsion transversale étaient équivalents (non significativement différents) entre le membre intérieur et le membre extérieur.

Lorsque le membre équipé était à l'extérieur du cercle, le pic de force verticale et la vitesse de mise en charge du membre étaient significativement augmentés sur les 2 types de sol (+4,6 %, $p = 0,0050$ sur l'asphalte et +7,6 %, $p < 0,0001$ sur le sable fibré pour la force verticale et +8,5 %, $p = 0,0040$ sur l'asphalte et +14,3 %, $p < 0,0001$ sur le sable fibré pour la vitesse de mise en charge du membre, Fig.8). L'impulsion verticale du membre extérieur était légèrement mais significativement diminuée sur asphalte (-2,5 %, $p = 0,0310$) et non statistiquement différente sur le sable fibré ($p = 0,1490$).

Tableau 1 : Moyennes (N=60) des données temporelles et cinétiques mesurées sur l'antérieur droit de 6 chevaux trotant sur un cercle à main gauche ou à main droite, sur un sol en asphalte ou en sable fibré.

	Cercle à main droite (membre intérieur)						Cercle à main gauche (membre extérieur)						Effet du cercle			Effet du sol				
	ASPH			F&S			ASPH			F&S			Diff EXT - INT (%)			Diff F&S-ASPH (%)				
	Moyenne	IHV	ISV	Moyenne	IHV	ISV	Moyenne	IHV	ISV	Moyenne	IHV	ISV	ASPH	p	FS	p	INT	p	EXT	p
durée de la phase d'appui (s)	0,334	0,019	0,006	0,294	0,019	0,005	0,309	0,024	0,005	0,279	0,016	0,005	-7,4 %	<0,0001	-5,1 %	<0,0001	-12,0 %	<0,0001	-9,9 %	<0,0001
durée de la foulée (s)	0,723	0,032	0,010	0,716	0,047	0,008	0,725	0,034	0,009	0,725	0,036	0,013	0,3 %	0,7104	1,3 %	0,1000	-1,0 %	0,2310	0,0 %	0,9990
rapport de durée appui/foulée (%)	46,19	1,37	0,54	41,08	0,78	0,67	42,69	3,03	0,45	38,50	2,26	0,22	-7,6 %	<0,0001	-6,3 %	<0,0001	-11,1 %	<0,0001	-9,8 %	<0,0001
fréquence des foulées (Hz)	1,388	0,065	0,023	1,405	0,096	0,019	1,384	0,067	0,019	1,385	0,070	0,026	-0,3 %	0,7380	-1,4 %	0,0750	1,2 %	0,1720	0,0 %	0,9780
maximum de la force longitudinale lors du freinage (N)	903,3	190,8	75,3	1095,1	214,2	102,9	887,7	123,2	62,7	1433,6	417,5	128,5	-1,7 %	0,6530	30,9 %	<0,0001	21,2 %	0,0001	61,5 %	<0,0001
maximum de la force longitudinale lors de la propulsion (N)	-227,4	41,3	39,9	-223,2	64,2	48,8	-318,4	137,5	49,2	-152,2	89,4	83,5	40,0 %	0,0002	-31,8 %	0,0110	-1,9 %	0,8690	-52,2 %	<0,0001
maximum de la force transversale (N)	-1293,6	252,9	36,3	-754,9	262,4	37,7	1354,6	428,9	71,1	798,2	384,3	116,2	4,7 %	0,1623	5,7 %	0,5000	-41,6 %	<0,0001	-41,1 %	<0,0001
impulsion transversale(N.s)	-248,9	49,3	7,7	-118,5	45,0	7,9	246,9	71,4	15,1	118,6	64,6	16,5	-0,8 %	0,7700	0,1 %	0,9860	-52,4 %	<0,0001	-52,0 %	<0,0001
maximum de la force verticale (N)	5303,5	540,8	105,1	5863,6	589,2	56,5	5548,1	638,5	105,5	6310,1	505,7	97,4	4,6 %	0,0050	7,6 %	<0,0001	10,6 %	<0,0001	13,7 %	<0,0001
impulsion verticale (N.s)	1104,5	71,3	20,7	1072,0	105,6	10,9	1077,2	96,4	15,2	1090,5	92,9	21,0	-2,5 %	0,0310	1,7 %	0,1490	-2,9 %	0,0050	1,2 %	0,1750
mise en charge du membre (kN/s)	34,8	5,7	1,2	38,6	4,5	0,7	37,8	4,8	1,4	44,2	5,5	1,3	8,5 %	0,0040	14,3 %	<0,0001	11,1 %	<0,0001	17,0 %	<0,0001
maximum du moment autour de l'axe X(N.m)	172,8	31,8	8,0	100,3	22,8	6,6	-153,1	17,5	4,9	-114,5	31,8	5,2	-11,4 %	0,0005	14,2 %	0,0030	-42,0 %	<0,0001	-25,2 %	<0,0001
moment cinétique autour de l'axe X (N.m.s)	39,1	7,5	1,3	20,3	5,1	1,8	-30,9	4,6	1,0	-18,9	4,2	1,0	-20,9 %	<0,0001	-6,9 %	0,1498	-48,1 %	<0,0001	-38,8 %	<0,0001
maximum du moment autour de l'axe Z (N.m)	-32,2	13,3	5,5	-16,9	4,9	2,7	62,1	10,5	2,4	45,8	23,0	3,3	92,9 %	<0,0001	171 %	<0,0001	-47,5 %	<0,0001	-26,2 %	<0,0001
moment cinétique autour de l'axe Z (N.m.s)	-3,3	4,8	1,0	-0,9	1,9	0,7	9,2	2,5	0,4	5,6	3,1	0,3	176,7 %	<0,0001	552 %	<0,0001	-74,5 %	<0,0001	-39,9 %	<0,0001

Figure 6 : Moyenne (N=60) de la force longitudinale en fonction du temps, au cours de l'appui, sur le sol en asphalte (ASPH) ou le sable fibré (S&F) et lorsque le membre est à l'extérieur (EXT) ou à l'intérieur du cercle (INT)

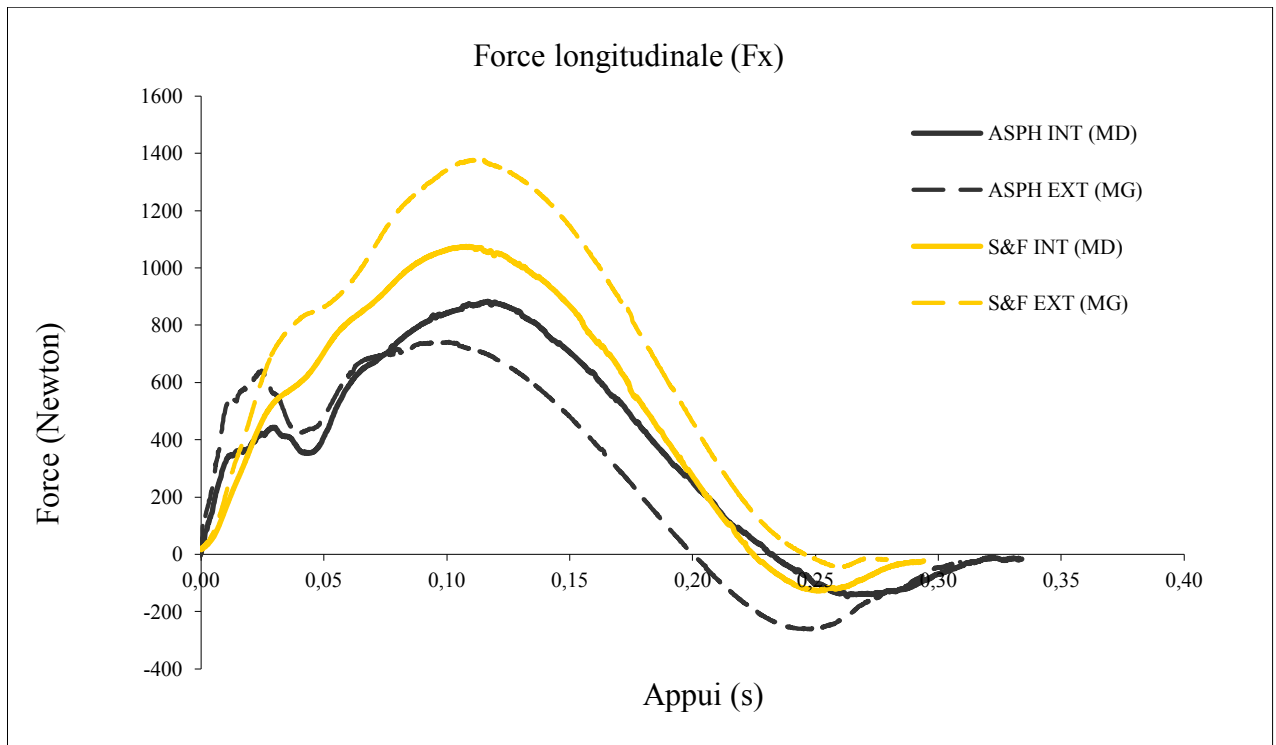


Figure 7 : Moyenne (N=60) de la force transversale en fonction du temps, au cours de l'appui, sur le sol en asphalte ou le sable fibré et lorsque le membre est à l'extérieur ou à l'intérieur du cercle (même légende que Fig. 6)

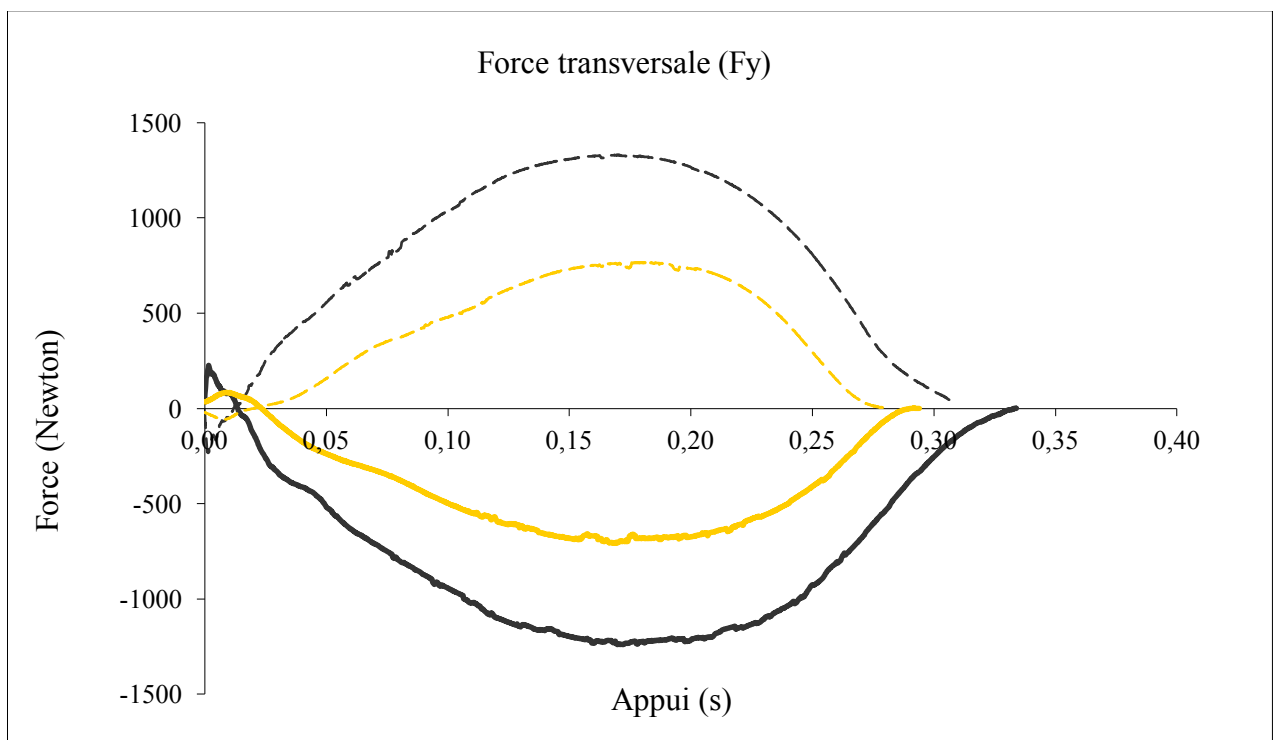
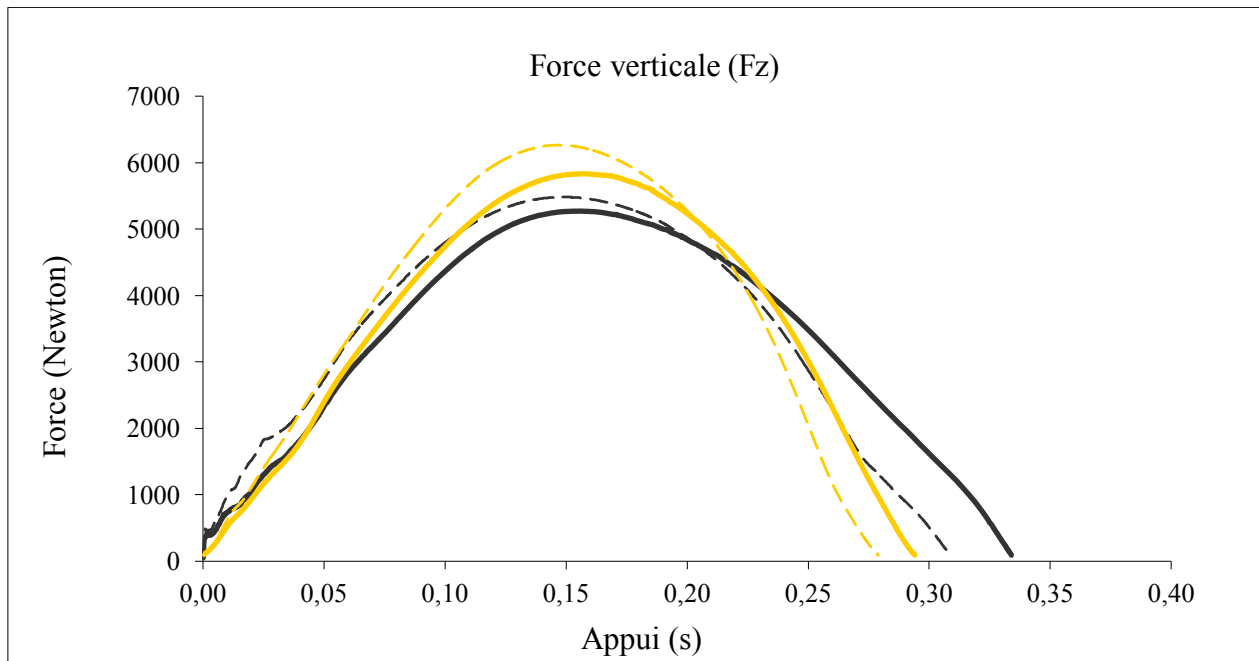


Figure 8 : Moyenne (N=60) de la force verticale en fonction du temps, au cours de l'appui, sur le sol en asphalte ou le sable fibré et lorsque le membre est à l'extérieur ou à l'intérieur du cercle (même légende que Fig. 6)



2.2.3. Moments

Le moment autour de l'axe longitudinal du pied était positif (générant une abduction) quand le membre équipé était à l'intérieur du cercle (main droite, Fig. 9). Il était négatif (générant une adduction) lorsque le membre équipé était à l'extérieur. La valeur absolue du moment cinétique autour de l'axe longitudinal était diminuée sur l'asphalte (-20,9 %, $p < 0,0001$) pour le membre extérieur par rapport au membre intérieur.

Quand le membre équipé était à l'intérieur, un moment négatif autour de l'axe vertical (entraînant une rotation interne des articulations) était mesuré (Fig. 10). Inversement, un moment positif (entraînant une rotation externe des articulations) était mesuré sur le membre extérieur. L'amplitude du moment de rotation autour de l'axe vertical était significativement plus importante sur le membre à l'extérieur du cercle à la fois sur l'asphalte et le sol fibré (+92,9 %, $p < 0,0001$ sur l'asphalte et +171 %, $p < 0,0001$ sur le sol fibré).

Figure 9 : Moyenne (N=60) du moment autour de l'axe longitudinal en fonction du temps, au cours de l'appui, sur le sol en asphalte ou le sable fibré et lorsque le membre est à l'extérieur ou à l'intérieur du cercle.

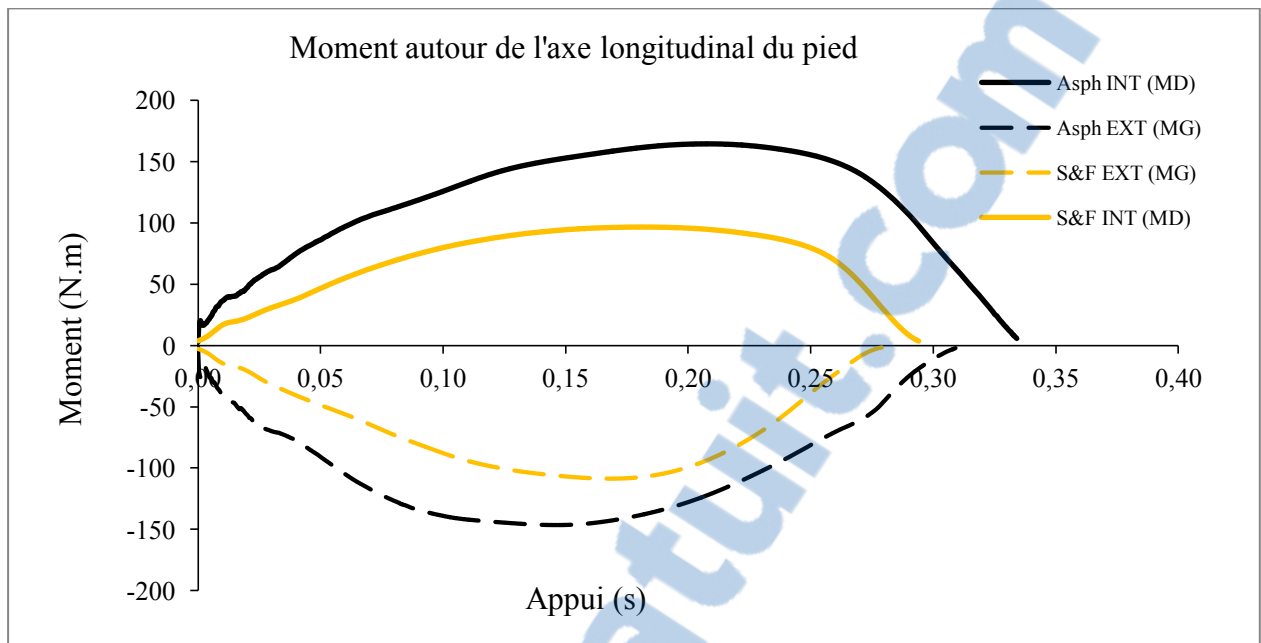
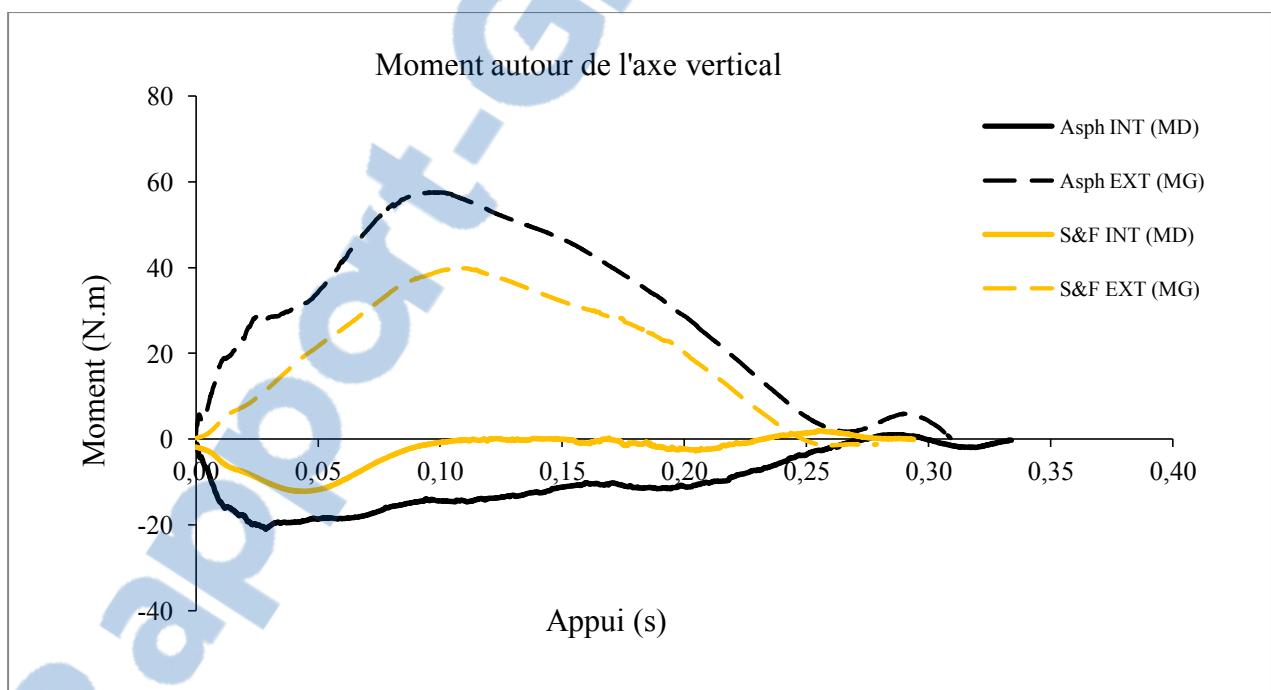


Figure 10 : Moyenne (N=60) du moment autour de l'axe vertical en fonction du temps, au cours de l'appui, sur le sol en asphalte ou le sable fibré et lorsque le membre est à l'extérieur ou à l'intérieur du cercle



2.2.4. Centre de pression

Le graphique représentant la trajectoire du centre de pression (Cop) au cours de l'appui montre un fort déplacement de celui-ci sur l'asphalte, un peu moindre sur le sable fibré. Ce déplacement se fait vers la partie latérale du pied sur un cercle à main droite et la partie médiale sur un cercle à main gauche (Fig. 11, 12 et 13).

Figure 11: Coordonnées en Y du CoP par rapport au centre du fer, au cours de l'appui.

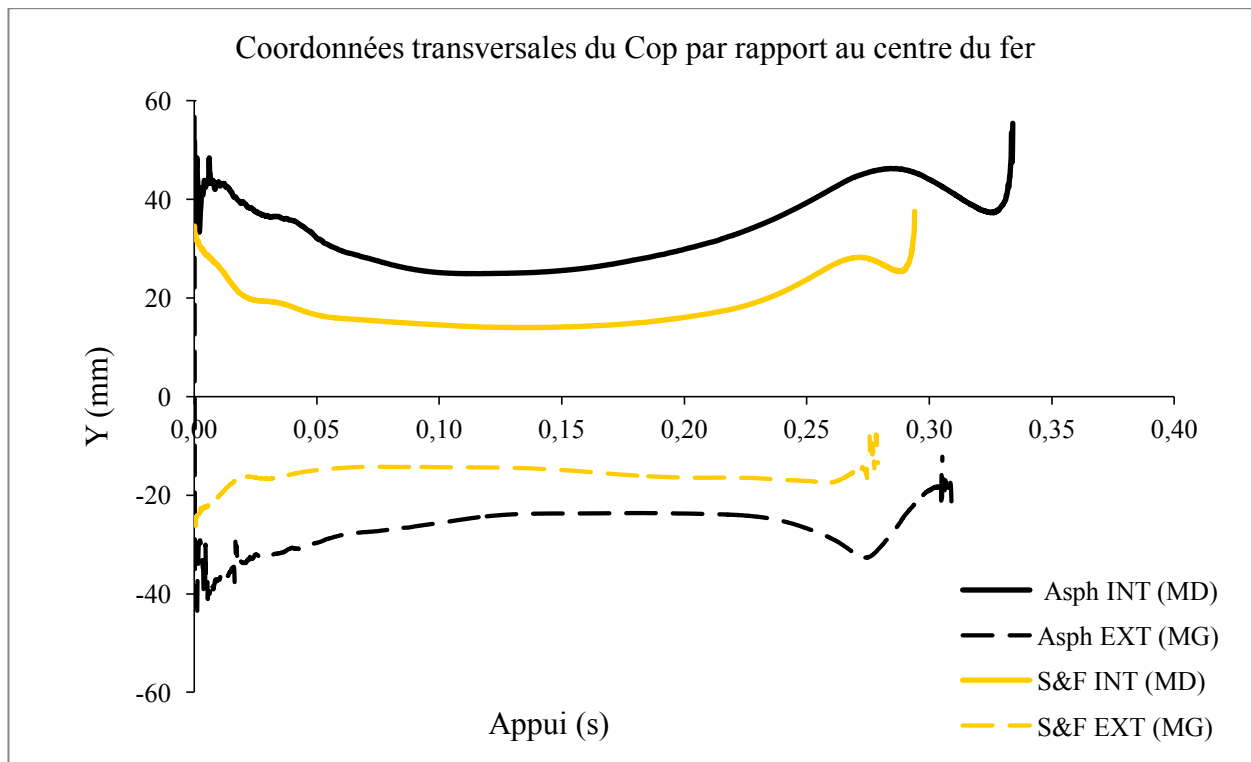


Figure 12 : Coordonnées en X du CoP par rapport au centre du fer, au cours de l'appui.

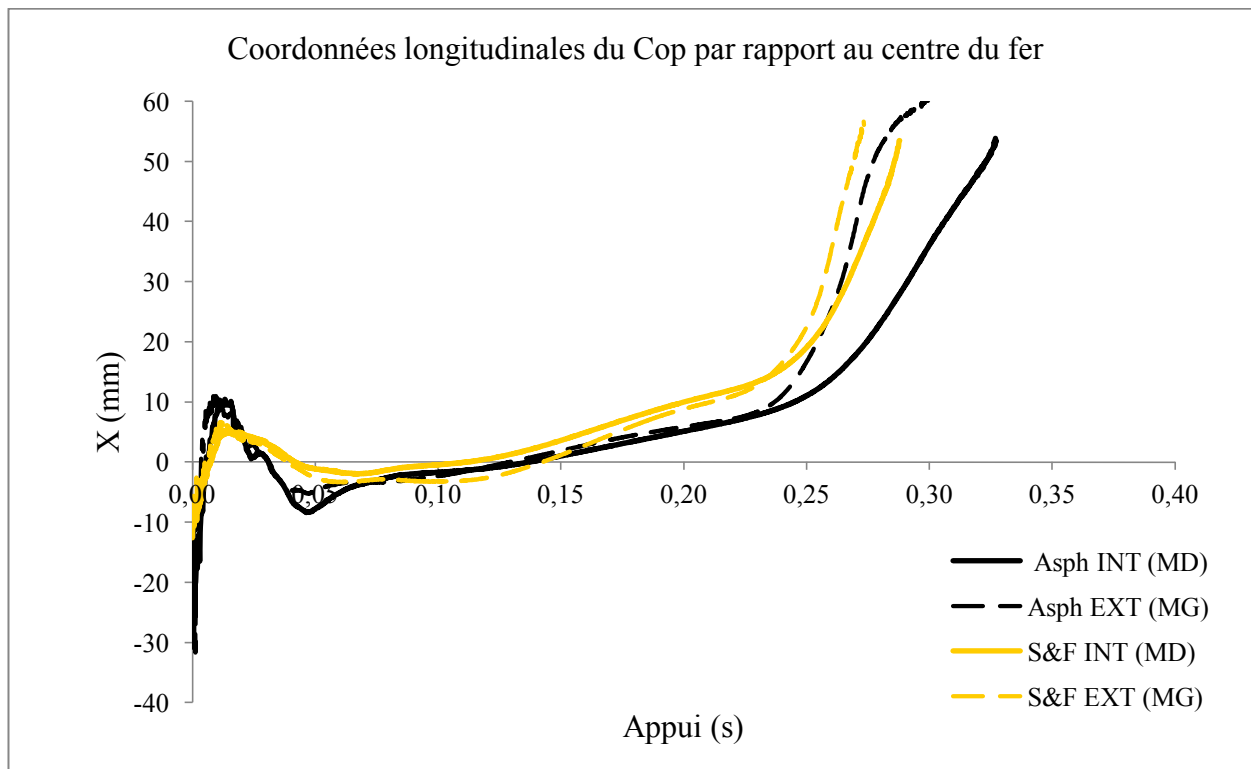
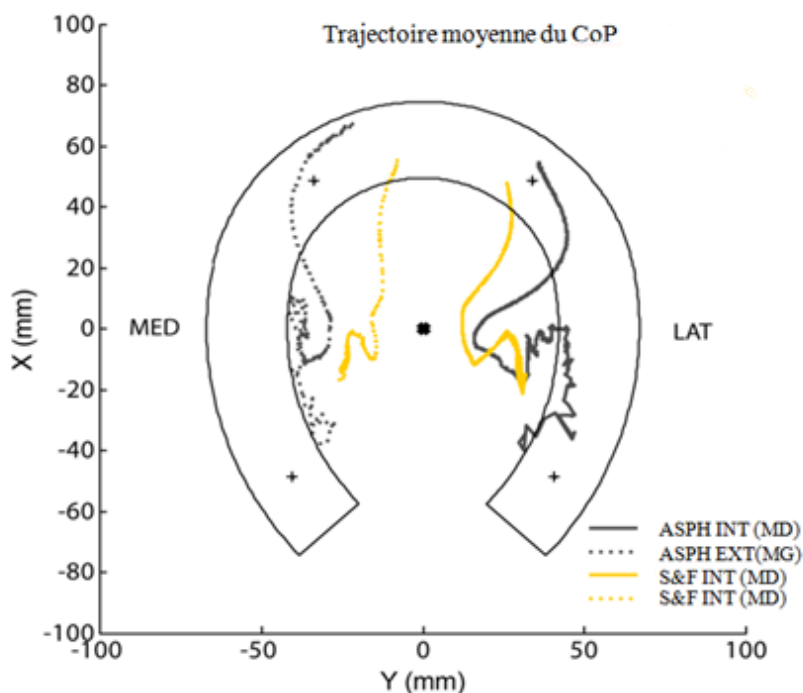


Figure 13 : Déplacement du centre de pression au cours de l'appui.



2.3. Effets du sol

2.3.1. Variables temporelles

La durée de la phase d'appui était réduite sur le sable fibré par rapport à l'asphalte (-12,0 % $p < 0,0001$ pour le membre à l'intérieur et -9,9 %, $p < 0,0001$ pour le membre à l'extérieur, Tableau 1). Il n'y avait pas de différence significative entre les deux types de sol concernant la durée de la foulée et la fréquence des foulées. Il en résulte une diminution du rapport de la durée de l'appui sur la durée de la foulée (DA/DF) sur le sol souple à la fois sur le membre intérieur et extérieur.

2.3.2. Force exercée par le pied sur le sol et impulsions

La force maximale longitudinale (force de freinage) était augmentée sur le sable fibré pour le membre intérieur et extérieur (Fig. 6). La force minimale longitudinale (propulsive) était diminuée sur ce même sol, seulement pour le membre extérieur. Mais surtout, la force transversale maximale et l'impulsion transversale étaient significativement diminuées (-41,6 %, $p < 0,0001$ pour le membre intérieur; -41,1 %, $p < 0,0001$ pour le membre extérieur pour F_y); (-52,4 %, $p < 0,0001$ pour le membre intérieur; -52,0 %, $p < 0,0001$ pour le membre extérieur pour l'impulsion transversale) sur le sable fibré par rapport à l'asphalte (Tableau 1 et Fig. 7). L'impulsion verticale n'était pas différente (membre extérieur) ou légèrement diminuée (membre intérieur) sur le sable fibré par rapport à l'asphalte. De plus, à cause de la réduction de la durée de la phase d'appui sur le sable fibré, la force verticale maximale était significativement augmentée sur ce type de sol (+10,6 %, $p < 0,0001$ sur le

membre intérieur et +13,7 %, $p < 0,0001$ sur le membre extérieur) tout comme la vitesse de mise en charge du membre (Fig. 8).

2.3.3. Moments

Les moments autour de l'axe longitudinal et de l'axe vertical du pied étaient significativement réduits sur les cercles en sable fibré par rapport à l'asphalte (Fig. 9 et 10).

2.3.4. Centre de pression

Sur le sable fibré, les déviations latérale (cercle à droite) et médiale (cercle à gauche) étaient réduites par rapport à ce qui était observé sur l'asphalte. Ceci reflète un recentrage du Cop en direction du plan médian du pied sur le sol en sable fibré (Fig. 11).

3. DISCUSSION

Cette étude fournit des résultats cinétiques originaux sur des chevaux trottant sur un cercle de 8 mètres de diamètre. Les résultats obtenus permettent d'apprécier de façon quantitative les forces et les moments exercés sur le pied lorsque le membre est à l'intérieur ou à l'extérieur du cercle. Ils confirment par ailleurs l'hypothèse que les forces extra-sagittales et les moments sont réduits pour les chevaux trottant en cercle sur un sol en sable fibré par rapport à ceux trottant sur un sol en asphalte.

Avec le fer dynamométrique, les forces sont exprimées dans un référentiel local, lié au pied du cheval. Cette technique permet de mesurer les forces et les impulsions mécaniques telles qu'elles s'appliquent sur le membre. Elle présente l'avantage par rapport à l'utilisation d'une plaque de force de mesurer les actions sur le membre, de pouvoir faire une mesure sur sol mou, sans se soucier d'une trajectoire imposée pour passer sur la plaque. Elle permet également de ne pas avoir à extrapoler des mesures dans deux référentiels qui ne peuvent se confondre dans le cas d'un cercle (Glaister *et al.*, 2007).

3.1. Analyse des résultats

La vitesse des 6 chevaux n'est pas significativement différente entre le cercle à main gauche et le cercle à main droite. Cependant, il existe une différence entre la vitesse sur le sol en sable fibré et l'asphalte : elle est supérieure de 8 % sur le sable fibré à main droite et de 5 % à main gauche par rapport à un déplacement sur l'asphalte. Bien qu'une comparaison à vitesse exactement égale aurait

été souhaitable, cette augmentation de la vitesse sur sol meuble constitue un résultat en soi. En effet, les chevaux ayant naturellement tendance à être moins confortable sur l'asphalte que sur le sol en sable fibré, il est logique qu'ils réduisent spontanément leur vitesse (à diamètre égal) sur le cercle en asphalte.

Le rapport de la durée de l'appui sur la durée de la foulée est augmenté lorsque le membre équipé est à l'intérieur du cercle car le temps de contact avec le sol augmente sur le membre intérieur. En conséquence, bien que l'impulsion verticale soit similaire entre le membre intérieur et le membre extérieur, la réduction du temps de contact sur le membre extérieur entraîne une augmentation de la vitesse de mise en charge et du pic de force verticale maximale. Autrement dit, sur la totalité de l'appui, la force verticale générée est équivalente entre le membre intérieur et le membre extérieur mais celle-ci est générée sur un temps plus court donc plus brusquement et plus intensément sur le membre extérieur.

Nous avons également montré que le membre produit une force transversale en direction de l'extérieur du cercle, afin de développer une accélération centripète. Cette force atteignait 1300 N sur un sol en asphalte soit 24 % de la force verticale (similaire à droite et à gauche).

Le moment autour de l'axe longitudinal X est plus important sur le membre intérieur. Ce moment exacerbe les sollicitations mécaniques sur les articulations dans un plan transversal (abduction/adduction). Le moment autour de l'axe vertical Z est augmenté sur le membre extérieur, ce qui génère des contraintes en torsion plus élevées sur ce membre. Le moment positif autour de l'axe longitudinal est associé à un moment négatif autour de l'axe vertical sur le membre interne. Le membre interne subit donc, au cours du virage, une abduction associée à une rotation interne des articulations distales. Le membre extérieur, lui, subit une adduction et une rotation externe des articulations distales.

Le maximum de la force de freinage sur un sol fibré est supérieur à celui sur l'asphalte alors que le maximum de la force de propulsion sur un sol fibré est inférieur à celui sur l'autre surface. Ceci peut être expliqué par des différences d'adhérence entre les deux sols et par une déformabilité plus importante du sol fibré.

3.2. Bilan des effets du cercle et des effets du sol

Un des principaux résultats de cette étude est le fait que, malgré une vitesse légèrement supérieure sur le sol fibré, les forces extra-sagittales et les moments sont nettement réduits par rapport à ceux

mesurés sur l'asphalte (diminution de 50 %). Sur le sol fibré, la réduction des pics de l'impulsion transversale et du moment autour de l'axe longitudinal du pied est combinée avec un déplacement du centre d'application des forces vers le plan médian. Cette déviation peut être expliquée par la modification de l'orientation transversale du pied sur ce sol plus souple. Sur le sol meuble, le quartier latéral s'enfonce plus que le quartier médial sur le pied à l'intérieur du cercle et inversement sur le pied extérieur. L'axe vertical du pied se retrouve donc mieux aligné avec l'axe vertical du membre que sur un sol indéformable sur lequel le sabot reste à l'horizontal. C'est ce réalignement de l'axe du pied avec l'axe du membre qui explique la réduction de la composante transversale de la force sur un sol plus meuble. La force exercée par le pied sur le sol est alors redirigée en direction proximo-distale, alignée avec l'axe du membre. Ceci explique en contrepartie que le pic de la force verticale soit supérieur sur le sol en sable fibré.

3.3. Implications cliniques

En pratique, l'augmentation de la durée de l'appui et du moment autour de l'axe longitudinal devra être prise en compte dans l'interprétation d'une boiterie accentuée lorsque le membre est à l'intérieur du cercle, surtout sur un sol dur.

Lorsque le membre est à l'intérieur du cercle, le pied, et donc l'articulation inter-phalangienne distale, est soumis à des mouvements d'abduction et de rotation interne. D'après Denoix (1999), ce mouvement de collatéromotion et de rotation interne entraîne un glissement de la phalange distale (P3) médialement à la phalange moyenne (P2) associé à une rotation interne de P3 par rapport à P2. Ce mouvement entraîne une réduction de l'espace articulaire et donc un contact entre les surfaces articulaires du côté latéral. En revanche, du côté médial, les surfaces articulaires sont éloignées l'une de l'autre, mettant en tension les ligaments collatéraux médiaux. Une boiterie aggravée sur le cercle lorsque le membre est à l'intérieur, mais qui s'améliore sur un sol mou serait en faveur d'une lésion de type articulaire plutôt localisé latéralement ou une lésion des ligaments collatéraux médiaux.

Lorsque le membre est à l'extérieur du cercle, il subit une adduction et une rotation externe. D'après Denoix (1999), on observe alors le phénomène inverse : au cours de ce mouvement, P3 glisse latéralement par rapport à P2, les surfaces articulaires entrent en contact médialement et les ligaments collatéraux latéraux sont mis en tension. On peut donc dire qu'une boiterie aggravée sur le cercle lorsque le membre est à l'extérieur, mais qui s'améliore sur un sol mou serait en faveur d'une lésion de type articulaire plutôt localisé médialement ou une lésion des ligaments collatéraux latéraux.

L'augmentation de la force verticale et de la vitesse de mise en charge du membre doit être considérée dans l'interprétation d'une boiterie accentuée lorsque le membre est à l'extérieur du cercle, surtout sur un sol souple.

Lors de la charge maximale, l'articulation inter-phalangienne distale est en flexion maximale, le boulet est en hyper-extension, la tension du ligament suspenseur est maximale et le fléchisseur superficiel également, s'opposant à la descente du boulet (Back, 2001). Fort de ces connaissances et des éléments mis en évidence précédemment, une boiterie accentuée sur le cercle lorsque le membre est à l'extérieur doit évoquer chez le praticien une lésion du ligament suspenseur du boulet (Dyson et Genovese, 2010) ou du tendon fléchisseur superficiel.

CONCLUSION

Les résultats de cette étude donnent des clés pour une meilleure compréhension des mécanismes de la locomotion du cheval sur le cercle et de leurs implications dans l'étiologie des lésions, du diagnostic et de la rééducation. Dans cette étude, les effets biomécaniques d'un déplacement sur un cercle n'ont été mesurés que sur les antérieurs car approximativement 75 % des boiteries portent sur les antérieurs (Adams, 2005). Cependant cet exercice peut également être utilisé pour accentuer une boiterie postérieure. Jusqu'à présent, le cercle apparaît comme un très bon outil pour la localisation de la douleur sur une boiterie antérieure, mais il est moins efficace pour les postérieurs (Ross, 2010e). La taille des cercles correspond aux examens utilisés pour un examen locomoteur standard. Ces données fournissent des indications précises aux cliniciens. Ils peuvent ainsi évaluer les contraintes exercées sur la partie distale du membre antérieur lors de ces exercices. La mise en charge du membre est plus importante lorsque le membre est à l'extérieur du cercle. Les formations anatomiques distales sont soumises à des mouvements de rotation et de collatéromotion : abduction et rotation interne lorsque le membre est à l'intérieur et adduction et rotation externe lorsque le membre est à l'extérieur. Ces mouvements sont responsables de différentes sollicitations des tissus à l'origine de l'évolution de la boiterie sur les différents exercices. De plus, l'observation de la diminution des forces extra-sagittales et des moments sur un sol mou corrobore les connaissances cliniques empiriques comme l'amélioration d'une boiterie d'un cheval souffrant d'une atteinte d'une articulation distale, lorsqu'il est longé sur un sol souple.

TROISIÈME PARTIE : ÉTUDE CINÉTIQUE DE **L'EXAMEN LOCOMOTEUR : APPLICATION À** **L'ANALYSE DU DÉPLACEMENT EN MONTÉE ET EN** **DESCENTE SUR UN PLAN INCLINÉ AU TROT**

INTRODUCTION

Lors de l'examen clinique locomoteur, le cheval est examiné de façon systématique au trot en ligne droite, sur un sol ferme horizontal. Cette analyse peut, dans certaines circonstances, être complétée par l'appréciation des modifications de la symptomatologie lorsque l'animal se déplace sur un plan incliné. Empiriquement, il est en effet perçu que ces circonstances modifient d'une part la répartition des charges entre les membres antérieurs et postérieurs et d'autre part l'équilibre longitudinal du pied par rapport au sol. Une analogie semble ainsi possible entre la surélévation des talons et la descente d'une part, et entre la surélévation de la pince et la montée d'autre part. Les conséquences biomécaniques de la surélévation des talons ou de la pince ont été décrites. Chateau *et al.* (2004 et 2006) ont montré qu'une élévation des talons de 6° provoque, au pas comme au trot, une augmentation de la flexion maximale des articulations inter-phalangiennes proximale et distale et une augmentation de l'hyper extension du boulet. Au trot, l'élévation de la pince diminue la tension du fléchisseur superficiel, du ligament suspenseur du boulet (plus modérément) et augmente celle du fléchisseur profond (Lawson *et al.*, 2007). Wilson *et al.* (1998) et Riemersma *et al.* (1996) ont étudié les conséquences cinétiques de l'élévation de la pince ou des talons, en particulier le déplacement du point d'application de la force de réaction au sol (Cop). Ils ont montré qu'il n'y avait pas de différence au milieu de l'appui. Par contre dans la deuxième partie de l'appui, le déplacement crânial du Cop apparaît plus tardivement lors de l'élévation des talons (80 % de l'appui contre 70 % lorsque le pied est à plat). Lorsque l'on élève la pince, au contraire, ce déplacement crânial du Cop apparaît dès 60 % de l'appui. Ils en ont donc conclu qu'une altération de l'équilibre dorso-palmaire du pied modifie les contraintes appliquées sur le pied : lors de l'élévation des talons, la charge portée sur ceux-ci se trouve prolongée et inversement lors de l'élévation de la pince.

Récemment, la locomotion sur un plan incliné a fait l'objet de quelques études biomécaniques en utilisant une plate-forme de force. Il a été montré que lors de la montée sur un plan incliné, les

chevaux ont une tendance naturelle à diminuer leur vitesse (Wickler *et al.*, 2000). De plus, le temps de contact n'était pas significativement différent du temps de contact sur le plat. La phase de soutien était plus longue d'environ 6 % en montée sur le plan incliné. La fréquence des foulées se trouve donc ralentie de 2 % sur le plan incliné (en montée) par rapport au plat (Hoyt *et al.*, 2000).

D'un point de vue cinématique, Sloet *et al.* (1997) ont fait trotter des chevaux sur un tapis roulant incliné de 6 % pour simuler une montée. L'extension maximale des boulets antérieurs était significativement plus faible lorsque le tapis était incliné. En revanche, les boulets postérieurs ont présenté une hyper extension plus marquée dans cette même circonstance. Le tarse était par ailleurs plus fléchi lors de l'impact et la rétraction des postérieurs était supérieure à celle observée sur le plat. Ces éléments indiquent que l'impulsion et la propulsion générées par les postérieurs sont augmentées lors de la locomotion en montée sur un plan incliné de 6 % (Sloet *et al.*, 1997). L'amplitude de mouvement de l'articulation coxo-fémorale était supérieure sur la montée : elle était plus fléchie lors de l'impact et présentait une extension plus importante lors de la propulsion (Hoyt *et al.*, 2002). Bien que les paramètres cinétiques n'aient pas été mesurés dans cette étude, les modifications de la cinématique des membres peuvent laisser supposer que les postérieurs supportent plus de charge que les antérieurs et génèrent une propulsion plus importante.

D'un point de vue cinétique, Dutto *et al.* (2004) ont mesuré les forces appliquées sur le pied lors du déplacement sur un sol plat et en montée sur un plan incliné (10 %), à différentes vitesses. Les chevaux étaient menés en main sur une plate-forme de force incrustée dans une zone de test spécialement conçue pour l'étude. Pour la montée sur le plan incliné, les chevaux étaient guidés par une personne assise à l'arrière d'une petite voiture afin de maintenir une vitesse suffisante. Les chevaux ont été habitués à ce protocole durant plusieurs semaines avant l'expérimentation. Ces chercheurs ont montré que lors de la montée, le maximum de la force verticale était réduit sur les antérieurs alors qu'il était augmenté sur les postérieurs. La force de freinage était réduite sur les antérieurs en comparaison avec les postérieurs. Les postérieurs généraient également une force de propulsion supérieure à celle observée sur le plat. D'une manière générale, les actions mécaniques appliquées sur les postérieurs sont plus importantes sur la montée que sur un sol horizontal.

Parsons *et al.* (2008) ont étudié la locomotion de chevaux galopant sur un plan incliné de 5 % environ. L'énergie mécanique fournie par le cheval lors du déplacement en montée sur le plan incliné correspond à la somme de l'énergie cinétique du déplacement et de l'énergie potentielle (pente de 5 %). Parsons *et al.* (2008) ont observé que par rapport au déplacement sur un sol plat, sur un plan incliné l'augmentation de l'énergie mécanique était essentiellement due à l'augmentation de l'énergie potentielle résultant de la montée sur le plan incliné. De plus, au sein de chaque foulée,

l'énergie cinétique augmente lors de l'appui des postérieurs. Or la variation d'énergie cinétique d'un point entre deux instants est égale au travail de la force qui est appliquée sur ce point au cours du déplacement. Ceci suggère que la majorité du travail de la force de propulsion est fourni par les postérieurs. (Parsons *et al.*, 2008)

Takahashi *et al.* (2002) ont mesuré de manière invasive, sur les antérieurs, la tension exercée dans le tendon fléchisseur superficiel du doigt au pas, lors d'une montée de 8 % sur un tapis roulant inclinable. Ils ont montré que le premier pic de tension est significativement diminué lors de la montée mais la tension maximale globale du fléchisseur superficiel n'est pas significativement différente entre la montée et le plat. Plus tard, Takahashi *et al.* (2006) ont montré que lors de la montée sur un plan incliné d'environ 8 % de pente, la tension maximale du tendon fléchisseur superficiel du doigt tend à diminuer sur les antérieurs au trot. Pourcelot *et al.* (2005) ont mis au point un système non invasif permettant de mesurer la tension exercées sur le tendon fléchisseur superficiel du doigt. Ce système est basé sur la vitesse de propagation des ultrasons en fonction de la tension des fibres tendineuses. Vergari *et al.* (2012) ont utilisé cet outil pour mesurer la tension exercée dans le tendon fléchisseur superficiel du doigt sur les antérieurs de quatre chevaux, en montée et en descente sur un plan incliné (6,5 %). Ils ont montré que le pic de tension du tendon perforant est significativement plus faible en montée ($8,8 \pm 2,1$ N/kg) qu'en descente ($9,8 \pm 2,9$ N/kg). Ils en concluent que lors de la descente, le centre de gravité du cheval est déplacé vers l'avant-main, ce qui augmente la charge des antérieurs. En revanche, lors de la montée, le poids est reporté sur les postérieurs, diminuant ainsi les sollicitations sur les antérieurs.

Les études de l'effet cinématique et cinétique du plan incliné restent cependant peu nombreuses. Dans la majorité des cas, les chevaux sont observés sur la montée. Les effets de la descente sur la locomotion du cheval ont été très peu étudiés, sans doute en raison d'une plus grande difficulté de mise en place d'une telle étude. En effet, la plupart de ces études sont réalisées sur un tapis roulant. Les appareils ne possèdent pas tous la possibilité de fournir un angle descendant. L'utilisation de la plate-forme de force est également une limite à ce type d'étude. Pourtant, lors de la descente, la répartition du poids du corps et le positionnement du pied sont différents.

L'objectif de cette étude est d'utiliser le fer dynamométrique (Chateau *et al.*, 2009a) afin de quantifier les actions mécaniques exercées sur le pied de chevaux trotant sur un plan incliné de 7 %, en montée et en descente. Les résultats obtenus sur les antérieurs et les postérieurs sont comparés entre la montée et la descente. Ces résultats serviront à tester les hypothèses suivantes :

lors de la montée, les postérieurs supportent plus de charge et participent plus à la propulsion que les antérieurs ;

lors de la descente, ce sont les antérieurs qui supportent plus de charge et qui participent d'avantage au freinage que les postérieurs.

1. MATERIEL ET METHODE

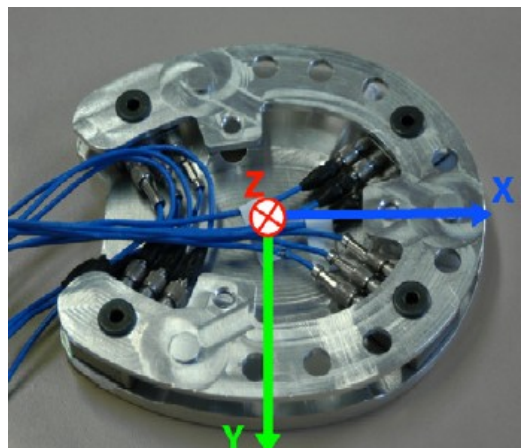
1.1. Chevaux

Cinq chevaux (1 mâle, 2 hongres et 2 femelles, 564 ± 33 kg, $8,6 \pm 2,7$ ans) ont été utilisés pour cette étude. Les deux femelles étaient des Trotteurs Français, les trois derniers chevaux étaient de race Selle Français. Ces chevaux ont été sélectionnés de façon à ce que leurs sabots soient de taille similaire et correspondent à la taille du fer dynamométrique. Tous les chevaux étaient cliniquement sains et ne présentaient pas d'anomalie de locomotion.

1.2. Instruments de mesure

Après parage des quatre pieds par un maréchal ferrant expérimenté, l'antérieur droit et le postérieur droit de chaque cheval ont été équipés du fer dynamométrique présenté sur la figure 14. Ce dernier est composé de 4 capteurs de force piézoélectrique (modele 9251A, Kistler, Winterthur, Switzerland) pris en sandwich entre deux plaque d'aluminium (Chateau *et al.*, 2009a).

Figure 14 : Photographie du fer dynamométrique placé sous l'antérieur droit et le postérieur droit. (Chateau *et al.*, 2009a)



Le fer était fixé au pied de manière classique et sa position, en s'appuyant sur la taille et la forme du sabot, était adaptée à chaque cheval de la même façon que pour un fer standard. Le poids total du fer dynamométrique avec les capteurs était de 490 g et sa hauteur totale était de 22 mm. Les

capteurs étaient situés à la moitié de la hauteur du fer soit 11 mm. Le membre controlatéral était équipé d'un fer sans capteurs mais possédant les mêmes propriétés en terme de poids et de hauteur que le fer dynamométrique. Les câbles étaient fixés au membre et connectés à des amplificateurs de charge (model 5073A411, Kistler) puis à un convertisseur analogique-numérique (NI-USB 6218, National Instruments Corp., Austin, USA) connecté à un mini-ordinateur (Vaio VGN-P11Z, Sony Corporation, Tokyo, Japan). Une connexion Wi-Fi permettait de télécommander l'acquisition des données. Le système d'acquisition était placé derrière la selle dans une poche du tapis de selle (Fig.15). Son poids total sans le fer atteignait environ 4.5 kg. L'acquisition a été réalisée à 7.8 kHz. La vitesse de déplacement du cheval était mesurée par un système à 100Hz couplant accélérométrie et GPS (Racelogic RLVBSS100) dont l'antenne était positionnée sur la croupe.

Figure 15 : Photographie du système d'acquisition placé dans une sacoche fixée sur le tapis de selle (les éléments électroniques sont schématisés par transparence).



L'antérieur droit et le postérieur droit de tous les chevaux ont également été équipés d'un accéléromètre tri axial piezo-électrique (356B20, PCB Piezotronics), fixé sur la paroi dorsale du pied par une plaque en métal vissée dans la corne (Holden-Douilly *et al.*, 2013). L'angle du pied de chaque cheval a été mesuré afin de réaligner mathématiquement l'axe Z de l'accéléromètre avec l'axe vertical du pied (perpendiculaire à la sole) et l'axe X avec l'axe longitudinal (palmaro-dorsal ou planto-dorsal) du pied.

1.3. Procédures d'enregistrement

Les chevaux ont été trottés en main sur un plan incliné en asphalte dont la pente (mesurée à l'aide d'un niveau optique professionnel) était de 7 %. La piste mesurait environ 40 m de longueur sur 3 m de largeur. L'ordre des passages en montée et en descente était alterné selon les chevaux. Tous les chevaux étaient équipés du fer dynamométrique sur l'antérieur droit et le postérieur droit simultanément.

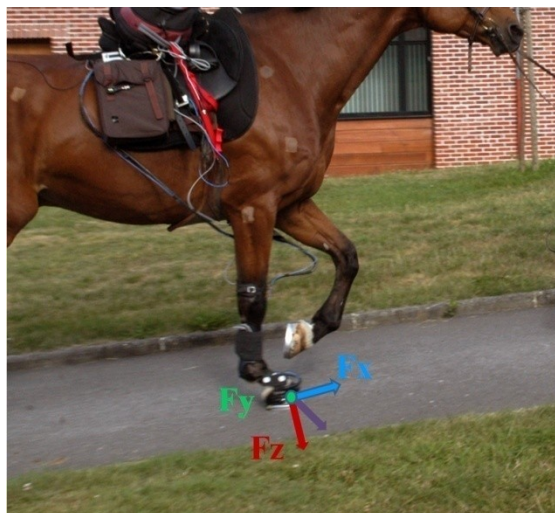
1.4. Traitement des données

Dix foulées successives ont été analysées pour chaque test soit 50 foulées pour les antérieurs et 50 pour les postérieurs.

La durée de l'appui est calculée à partir des données de la composante verticale de la force de réaction du sol. Pour délimiter la phase d'appui, le premier contact au sol a été détecté lorsque la force de réaction au sol dépassait la valeur seuil de 100N et le décolllement de la pince, lorsque la force de réaction au sol repassait sous cette valeur seuil (Crevier-Denoix *et al.*, 2010).

La force exercée par le pied sur le sol (HAF) mesurée est exprimée dans un référentiel local. L'origine du référentiel est le centre géométrique du fer (barycentre des 4 capteurs) et les 3 axes sont orientés de la façon suivante : l'axe longitudinal (X) dans la direction palmaro (planto)-dorsale (pointant vers l'avant), l'axe horizontal (Y) dans la direction médio-latérale (pointant vers la droite du cheval) et l'axe vertical (Z) perpendiculaire au plan de la sole (pointant vers le bas) (Fig.16).

Figure 16 : Photographie définissant le référentiel utilisé pour la projection de la force que le pied exerce sur le sol : axe longitudinal (X) dans la direction palmaro-dorsale (pointant vers l'avant), axe horizontal (Y) dans la direction médio-latérale (pointant vers la droite du cheval) et axe vertical (Z) perpendiculaire au plan de la sole (pointant vers le bas)



Les trois moments relatifs au centre géométrique du fer ainsi que la position du centre de pression (CoP) sont calculés. Un logiciel est utilisé pour calculer les pics de forces et les impulsions, la vitesse de mise en charge (du premier contact au pic de la force verticale), les pics de moments, la fréquence des foulées, les paramètres temporels de chaque foulée.

La phase de poser du pied correspond à la période entre le premier contact du pied avec le sol et sa stabilisation complète. Cette phase de poser du pied commence par l'impact et se poursuit par un glissement longitudinal. La vitesse du pied avant l'impact a été calculé par l'intégration du signal accélérométrique. Le glissement longitudinal a été calculé par une double intégration de ce signal (Holden-Douilly, 2013). Les vibrations générées lors de cette phase initiale de l'appui ont été calculées par l'analyse spectrale du signal accélérométrique (Chateau *et al.*, 2010).

1.5. Analyse des données

L'effet du plan incliné (montée vs. descente) a d'abord été analysé respectivement pour les antérieurs puis pour les postérieurs. Ensuite, les différences observées entre les antérieurs et les postérieurs ont été analysées. Dans les deux cas (montée vs. descente ou antérieur vs. postérieur), un modèle de régression linéaire (GEE) a été utilisé. Le niveau de significativité était fixé à $p < 0,05$.

2. RÉSULTATS

2.1. Vitesse

La vitesse (environ 3,5 m/s) n'était pas significativement différente entre la montée et la descente. ($p=0,5403$ pour les antérieurs et $p=0,1423$ pour les postérieurs).

2.2. Effet du plan incliné (monté vs descente) sur les antérieurs

2.2.1. Variables temporelles

La durée de la foulée et la durée de l'appui n'étaient pas significativement différentes entre la montée et la descente ($p=0,1929$ pour la durée de la foulée et $p=0,0764$ pour la durée de l'appui, Tableau 2). La fréquence des foulées n'étaient également pas significativement différente entre la montée et la descente ($p=0,1817$).

2.2.2. Forces exercées par le pied et impulsions

2.2.2.1. Force longitudinale

En montée, le pic maximal de la force longitudinale de freinage (F_x) apparaissait à 8 % de l'appui, ce qui était significativement plus tôt ($p=0,0004$) que lors de la descente où elle apparaissait à 18 % de l'appui environ. L'intensité du pic de cette force longitudinale de freinage était significativement

plus importante (+94,5 %, $p < 0,0001$) en descente. L'impulsion longitudinale de freinage était supérieure (+269,5 %, $p < 0,0001$) sur la descente.

À l'inverse, l'intensité de la force longitudinale exercée par le pied antérieur en phase de propulsion était significativement plus importante (+47,6 %, $p < 0,0001$) en montée. L'inversion du sens de la force longitudinale (passage d'une force de freinage à une force de propulsion) apparaissait significativement plus tôt en montée (42 % de l'appui sur la montée contre 62 % sur la descente, Fig. 17). L'impulsion longitudinale de propulsion était supérieure (+61,4 %, $p < 0,0001$) en montée.

2.2.2.2. Force transversale

L'intensité de la force verticale transversale (Y) était significativement supérieure (+47 %, $p < 0,0001$) en descente par rapport à la montée (Fig. 18). L'impulsion transversale était significativement plus importante sur la descente que sur la montée (+400 %, $p < 0,0062$).

2.2.2.3. Force verticale

L'intensité de la force verticale maximale (Z) est significativement supérieure (+5,6 %, $p < 0,0001$) en descente par rapport à la montée (Fig. 19). Le maximum de cette force verticale apparaît significativement plus tôt lors de la montée ($48,2 \pm 2,6$ % de l'appui en montée et $45,8 \pm 4,1$ % en descente, $p < 0,0001$). L'impulsion verticale était significativement plus importante sur la descente que sur la montée (+13,8 %, $p < 0,0001$). La pente moyenne pour atteindre le maximum de la force en Z (vitesse de mise en charge du membre) était significativement plus importante en descente (+7,6 %, $p = 0,0055$).

Tableau 2 : Moyennes (N=50) des données temporelles, cinétiques mesurée sur l'antérieur droit de 5 chevaux trottant sur un plan incliné en montée et en descente.

	ANTÉRIEURS				POSTÉRIEURS				Effet du plan incliné				Effet des membres			
	Montée		Descente		Montée		Descente		Différence Montée -Descente (%)				Différence ANT -POST (%)			
	Moyenne	Ecart-type	Moyenne	Ecart-type	Moyenne	Ecart-type	Moyenne	Ecart-type	ANT	p	POST	p	Montée	p	Descente	p
durée de la phase d'appui (s)	0,281	0,031	0,290	0,025	0,277	0,026	0,274	0,021	-3,3	0,0764	1,3	0,6925	1,2	0,5137	5,5	0,0551
durée de la foulée (s)	0,701	0,044	0,723	0,038	0,703	0,043	0,721	0,040	-3,1	0,1929	-2,5	0,3112	-0,3	0,4027	0,3	0,1180
rapport de durée appui/foulée	39,93	2,283	40,08	2,247	39,41	1,896	38,00	2,040	-0,4	0,7230	3,6	0,0377	1,3	0,3997	5,2	0,0795
longueur de la foulée (m)	2,460	0,304	2,511	0,131	2,449	0,394	2,504	0,166	-2,1	0,3372	-2,2	0,8835	0,4	0,2428	0,3	0,4366
fréquence des foulées (Hz)	1,431	0,089	1,387	0,073	1,427	0,087	1,392	0,078	3,1	0,1817	2,5	0,3019	0,3	0,3590	-0,3	0,1234
vitesse (m/s)	3,520	0,488	3,471	0,216	3,567	0,608	3,478	0,206	1,4	0,5403	2,5	0,1423	-1,3	0,3437	0,0	0,9364
force maximale en X (freinage) (N)	642,5	235,7	1249,3	181,2	817,6	348,4	1011,7	228,1	-94,5	<0,0001	-23,7	0,0006	-27,3	0,1095	19,0	0,0007
position en % de l'appui de la force maximale en X	8,213	4,173	18,22	9,129	5,864	1,256	9,582	3,655	-121,9	0,0004	-63,4	0,0002	28,6	0,0680	47,4	0,0006
pente de la force en X (kN/s)	34,99	20,68	30,98	16,72	53,67	29,81	42,83	14,92	11,5	0,6762	20,2	0,1274	-53,4	0,0284	-38,2	0,0446
force minimum en X (propulsion) (N)	-791,9	122,8	-414,6	107,2	-1030,5	217,3	-490,9	196,3	47,6	<0,0001	52,4	<0,0001	-30,1	<0,0001	-18,4	0,0278
position en % de l'appui de la force minimale en X	71,24	9,838	80,49	4,032	68,45	8,437	71,14	3,975	-13,0	<0,0001	-3,9	0,0617	3,9	<0,0001	11,6	0,0000
position en % de l'appui de la force en X nulle	42,32	7,197	61,93	9,310	25,15	8,974	46,36	4,716	-46,3	<0,0001	-84,3	<0,0001	40,6	<0,0001	25,1	<0,0001
impulsion en X (N.s)	-31,66	30,87	102,1	42,76	-102,4	40,48	24,03	35,88	422,4	<0,0001	123,5	<0,0001	-223,4	<0,0001	76,5	<0,0001
impulsion en X quand X est positif (N.s)	34,54	18,93	127,6	35,66	14,74	8,263	62,10	24,94	-269,5	<0,0001	-321,4	<0,0001	57,3	<0,0001	51,3	<0,0001
impulsion en X quand X est négatif (N.s)	-66,20	15,18	-25,57	10,38	-117,1	34,55	-38,07	16,45	61,4	<0,0001	67,5	<0,0001	-76,9	<0,0001	-48,9	0,0062
force maximale en Y (N)	284,13	171,8	417,57	252,8	595,1	224,0	446,7	202,5	-47,0	<0,0001	24,9	0,0416	-109,5	<0,0001	-7,0	0,8196
position en % de l'appui de la force maximale en Y	18,67	27,19	25,16	30,00	6,07	16,40	12,80	23,60	-34,8	0,5346	-110,9	0,0471	67,5	0,0288	49,1	0,2234
force minimum en Y (N)	-553,10	280,9	-439,23	241,0	-237,7	152,8	-254,4	192,8	20,6	0,3030	-7,0	0,8234	57,0	<0,0001	42,1	0,0013
position en % de l'appui de la force minimum en Y	4,72	7,653	3,795	6,677	10,78	19,63	8,674	14,72	19,5	0,4966	19,6	0,4656	-128,7	0,0698	-128,6	0,0167
impulsion en Y (N.s)	-6,6	37,00	20,24	38,24	15,9	40,12	14,7	33,2	407,6	0,0062	7,2	0,7286	341,4	<0,0001	27,2	0,5709
force maximale en Z (N)	5975,0	492,6	6307,4	534,8	5538,9	636,1	5255,7	694,9	-5,6	<0,0001	5,1	0,0002	7,3	0,0006	16,7	<0,0001
position en % de l'appui de la force maximale en Z	48,22	2,569	45,83	4,131	49,40	2,107	43,60	3,825	5,0	<0,0001	11,7	<0,0001	-2,4	0,0280	4,9	0,0164
pente de la force en Z (kN/s)	44,952	9,924	48,349	10,134	41,18	8,358	44,42	7,301	-7,6	0,0055	-7,9	0,0344	8,4	0,0257	8,1	0,0290
impulsion en Z (N.s)	1040,2	92,27	1183,6	105,96	962,3	90,47	860,9	132,7	-13,8	<0,0001	10,5	0,000788	7,5	0,0335	27,3	<0,0001
pic de moment positif autour de l'axe longitudinal (N.m)	51,92	40,69	49,18	26,64	46,65	23,41	43,38	21,19	5,3	0,7565	7,0	0,2974	10,2	0,6087	11,8	0,3220
position en % de l'appui du pic de moment positif selon	69,21	27,55	76,69	22,59	44,71	22,85	28,75	26,62	-10,8	0,1921	35,7	<0,0001	35,4	<0,0001	62,5	<0,0001
pic de moment négatif autour de l'axe longitudinal (N.m)	-22,39	28,06	-50,32	36,40	-13,56	20,34	-15,06	22,38	-124,7	<0,0001	-11,1	0,7012	39,4	0,2485	70,1	0,0060
pic de moment positif autour de l'axe transversal (N.m)	27,47	26,75	32,18	20,37	1,861	11,03	-1,048	9,932	-17,2	0,5241	156,3	0,1768	93,2	0,0206	103,3	<0,0001
position (% appui) du pic de moment positif selon l'axe Y	25,57	32,99	14,98	5,30	53,27	47,12	69,50	44,80	41,4	0,4135	-30,5	0,2738	-108,3	0,2359	-364,0	<0,0001
pic de moment négatif autour de l'axe transversal (N.m)	-103,26	17,47	-103,85	12,80	-120,9	17,39	-113,5	27,01	-0,6	0,7952	6,1	0,3801	-17,1	<0,0001	-9,3	0,1413
position en % de l'appui du pic de moment négatif selon	86,21	1,98	89,35	1,83	51,202	18,42	55,39	12,00	-3,6	<0,0001	-8,2	0,2141	40,6	<0,0001	38,0	<0,0001
pic de moment positif autour de l'axe vertical (N.m)	28,82	17,72	51,12	25,71	21,60	11,63	21,18	12,11	-77,4	<0,0001	1,9	0,8829	25,1	0,3369	58,6	0,0024
position (% appui) du pic de moment positif selon l'axe Z	47,33	23,96	28,83	11,12	61,59	25,09	55,82	24,69	39,1	0,0461	9,4	0,1173	-30,1	0,0581	-93,6	0,0012
pic de moment négatif autour de l'axe vertical (N.m)	-10,11	8,68	-9,07	10,56	-17,87	15,78	-18,80	10,46	10,3	0,7758	-5,2	0,7962	-76,8	0,0271	-107,3	0,0069
position (% appui) du pic de moment négatif autour de l'axe	37,67	38,52	48,19	40,08	29,17	28,00	15,47	18,50	-27,9	0,3547	47,0	0,1078	22,6	0,2907	67,9	<0,0001
maximum de décélération verticale (m.s ⁻²)	-5760,21	6599,4	-6060,7	5741,2	-2813,4	1474,1	-2003,1	941,9	-5,2	0,7548	28,8	0,0802	51,2	0,1233	66,9	0,0051
durée du freinage (s)	0,017	0,006	0,030	0,012	0,019	0,005	0,030	0,010	-75,3	<0,0001	-63,0	0,0010	-9,6	0,3686	-1,9	0,9300
vitesse longitudinale du pied avant impact (m/s)	0,560	1,492	1,229	0,811	1,452	0,655	1,722	0,691	-119,4	0,0001	-18,6	0,4030	-159,1	0,0022	-40,1	0,2339
glissement longitudinal du pied (m)	0,009	0,011	0,032	0,024	0,018	0,011	0,040	0,026	-242,5	<0,0001	-125,9	0,0418	-91,5	0,0049	-26,3	0,6029
vitesse verticale du pied avant impact (m/s)	1,180	0,876	1,366	1,030	1,205	0,300	1,336	0,519	-15,8	0,3770	-10,9	0,5197	-2,1	0,8878	2,2	0,9354

Figure 17: Moyenne (N=50) de la force longitudinale appliquée sur les antérieurs au cours de l'appui, en montée et en descente.

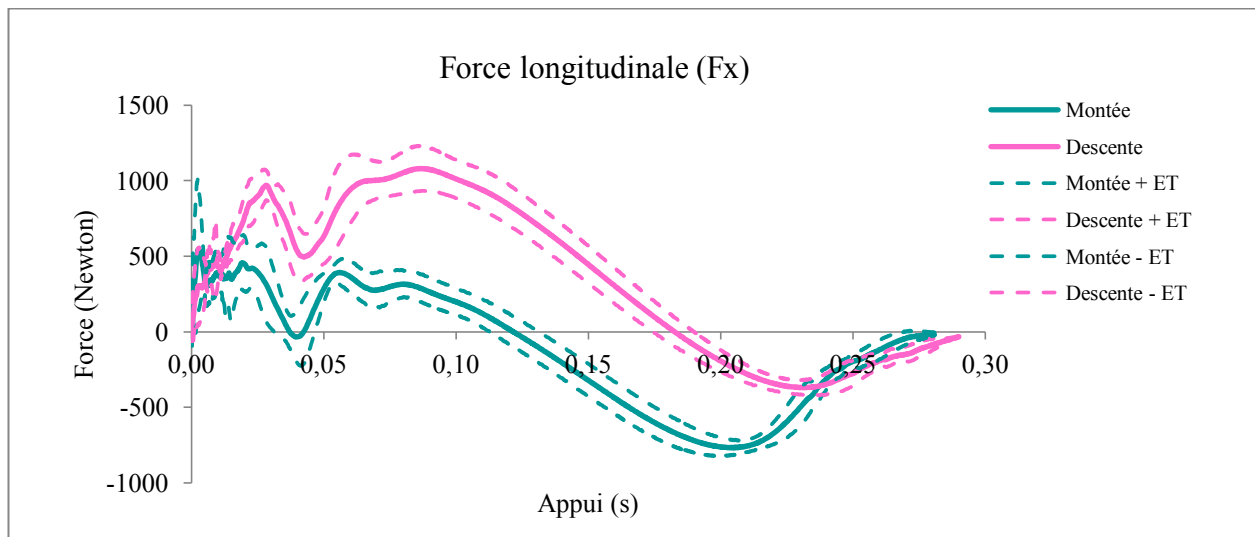


Figure 18 : Moyenne (N=50) de la force transversale appliquée sur les antérieurs au cours de l'appui, en montée et en descente

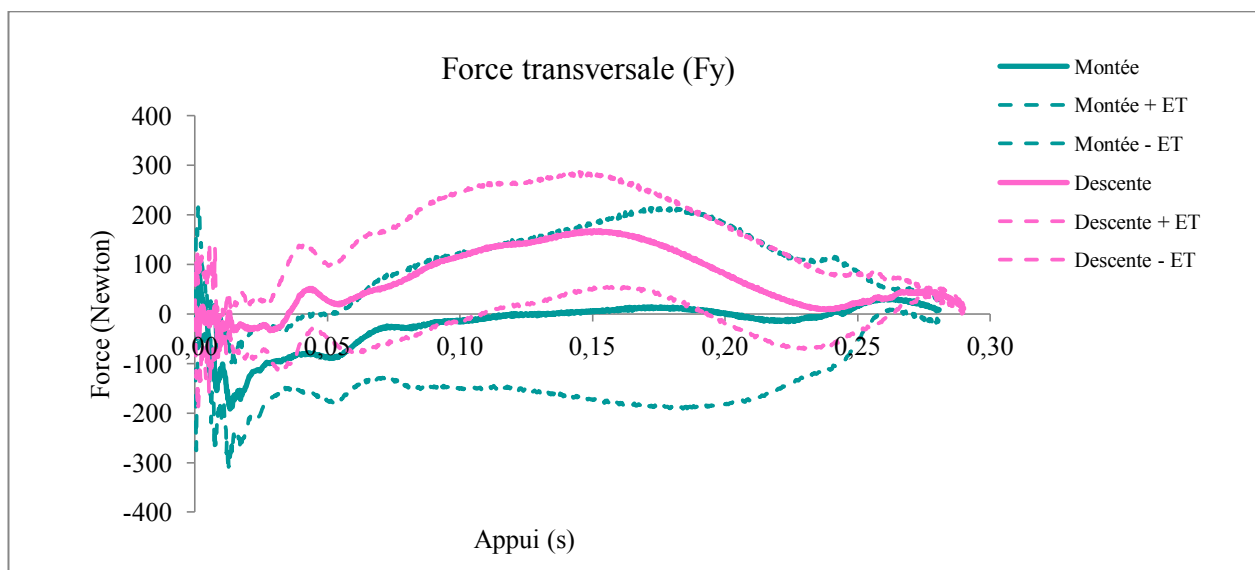
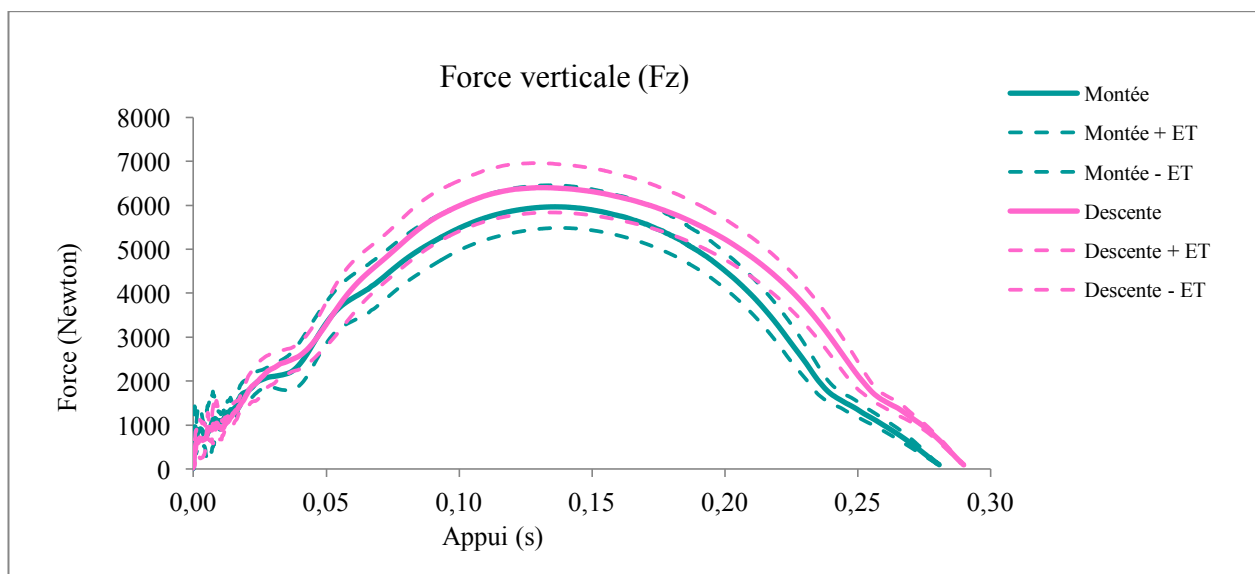


Figure 19 : Moyenne (N=50) de la force verticale appliquée sur les antérieurs au cours de l'appui, en montée et en descente.



2.2.3. Moments

2.2.3.1. Moment autour de l'axe longitudinal

Au début de l'appui, un moment négatif autour de l'axe longitudinal (générant une adduction des articulations digitales distales) était mesuré. Celui-ci était plus important lors de la descente (extremum augmenté de 124,7 %, $p < 0,0001$, Fig. 20). Lors de la phase de propulsion, le moment mesuré était positif (générant une abduction). Il n'y avait pas de différence significative entre la montée et la descente à ce stade de la foulée.

2.2.3.2. Moment autour de l'axe transversal

Lors de la phase de freinage, un moment légèrement positif autour de l'axe transversal (générant une bascule du pied vers l'arrière) a été mesuré lors de la montée alors qu'il était plutôt légèrement négatif (générant une bascule du pied vers l'avant) lors de la descente. Lors de la phase de propulsion, un moment négatif a été mesuré. Il n'y avait cependant pas de différence significative entre la montée et la descente pour ces deux événements ($p = 0,5241$ pour la phase de freinage et $p = 0,7952$ pour la phase de propulsion). En revanche, il a été observé qu'en phase de propulsion, l'extremum d'intensité du moment transversal apparaissait plus tardivement sur la descente par rapport à la montée ($p < 0,0001$, Fig. 21).

2.2.3.3. Moment autour de l'axe vertical

Un moment positif autour de l'axe vertical (générant une rotation externe des articulations) a été mesuré lors de la montée et lors de la descente (Fig. 22). La valeur maximale de ce moment était augmentée (+77,4 %, $p < 0,0001$) et apparaissait significativement plus tôt lors de la descente (47 ± 23 % de l'appui en montée et 28 ± 11 % de l'appui en descente, $p = 0,0461$).

Figure 20 : Moyenne (N=50) du moment autour de l'axe longitudinal, appliqué sur les antérieurs au cours de l'appui, en montée et en descente.

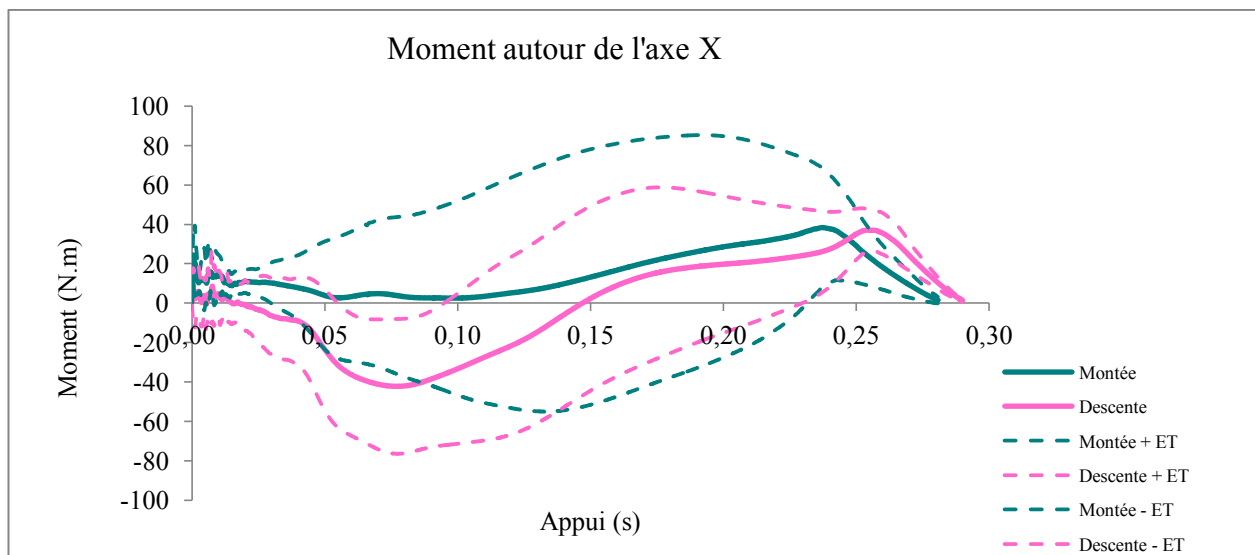


Figure 21 : Moyenne (N=50) du moment autour de l'axe transversal appliqué sur les antérieurs au cours de l'appui, en montée et en descente (même légende que Fig. 20)

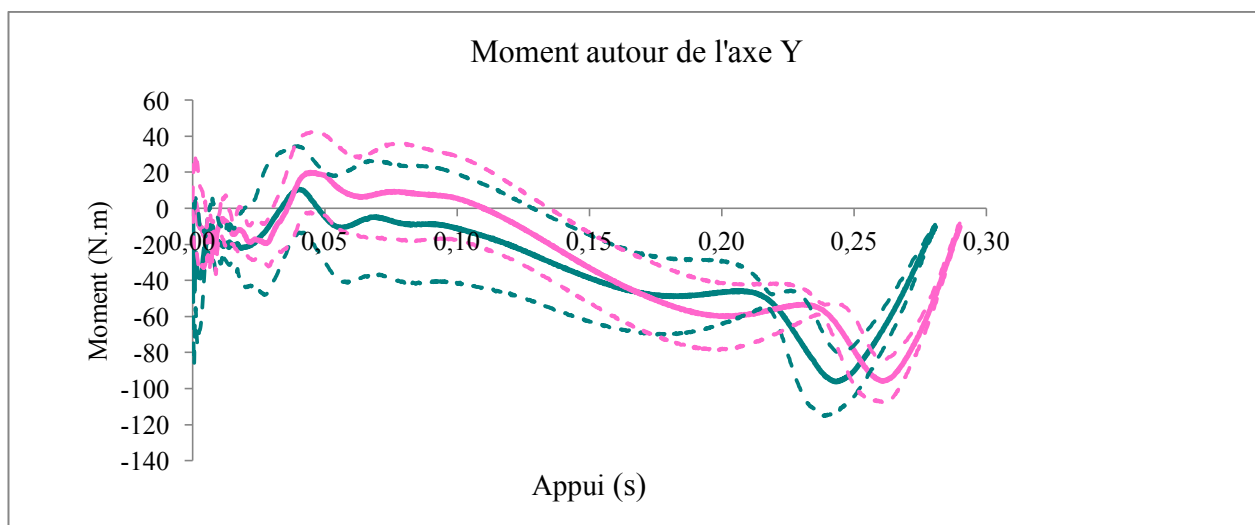
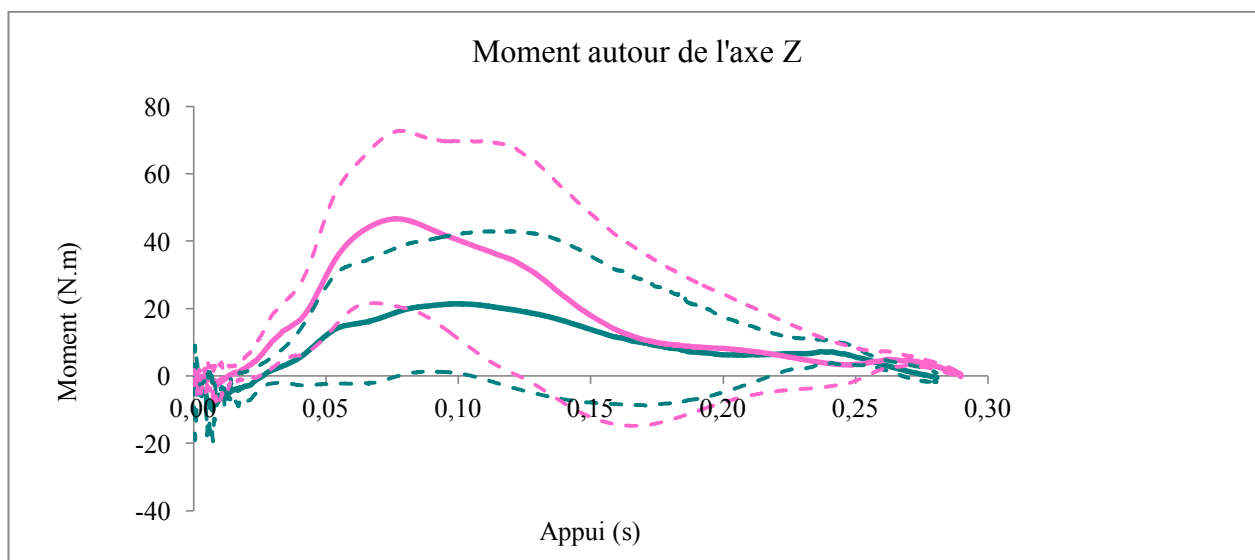


Figure 22 : Moyenne (N=50) du moment autour de l'axe vertical, appliqué sur les antérieurs au cours de l'appui, en montée et en descente (même légende que Fig. 20).



2.2.4. Centre de pression

Le poser du pied était différent entre la montée et la descente. En montée, l'impact initial avait lieu sur le quartier latéral alors qu'en descente, c'était le talon latéral qui touchait le sol en premier (Fig. 23).

L'analyse des coordonnées du centre de pression au cours de l'appui a mis en évidence un léger décalage entre la montée et la descente en phase de propulsion : le Cop se déplaçait plus tardivement en direction dorso-latérale lors de la descente (Fig. 24 et 25). Cet élément explique le pic d'intensité du moment autour de l'axe transversal plus tardif sur la descente.

Figure 23 : Déplacement du centre de pression par rapport au centre du fer au cours de l'appui des antérieurs, en montée et en descente.

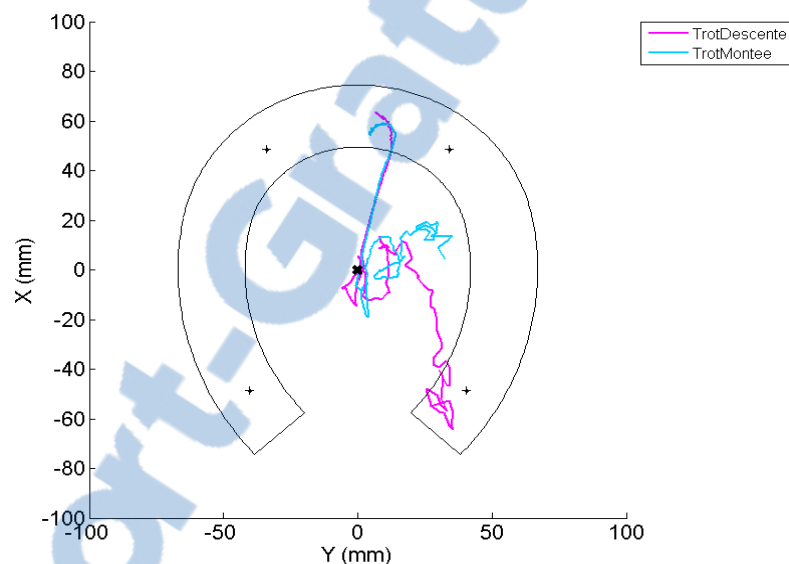


Figure 24 : Coordonnées en X du Cop par rapport au centre du fer, au cours de l'appui.

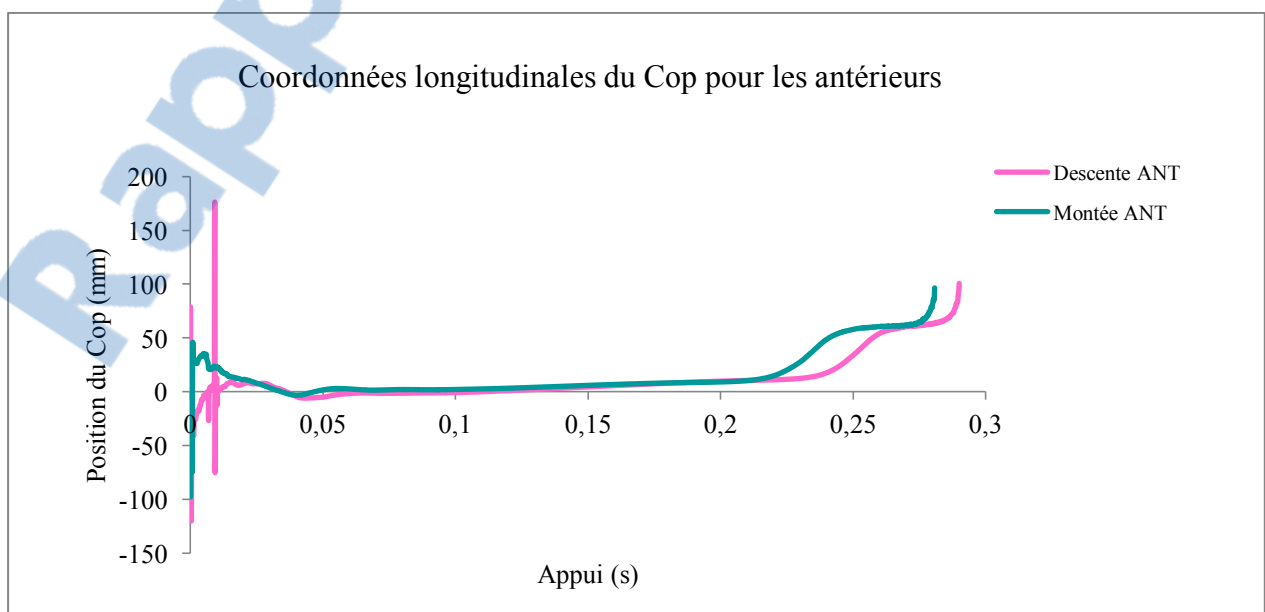
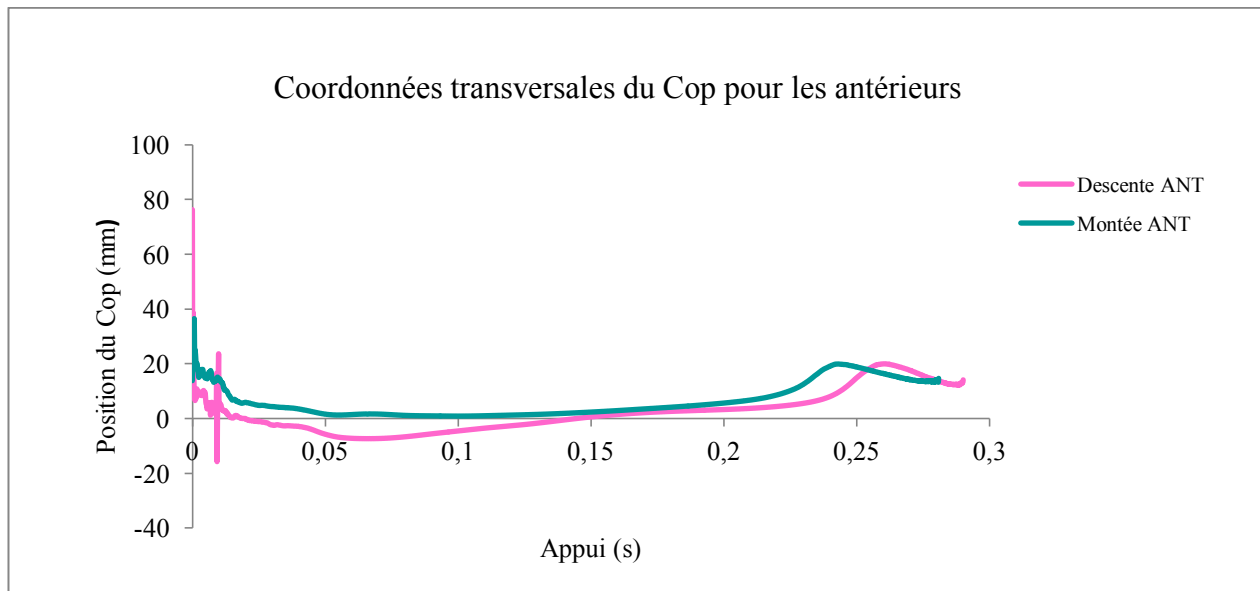


Figure 25 : Coordonnées en Y du Cop par rapport au centre du fer, au cours de l'appui.



2.2.5. Variables accélérométriques

Le poser du pied ne se limite pas au choc initial. Il se poursuit par une phase durant laquelle la mise en charge progressive du membre augmente les forces de frottement entre le pied et le sol et conduit à l'arrêt complet du pied au sol. Cette seconde phase est essentiellement caractérisée par un glissement longitudinal du pied vers l'avant précédant l'arrêt complet. La durée de cette phase de freinage était significativement plus longue sur la descente (+75,3 %, $p < 0,0001$) par rapport à la montée (Fig. 26). Le glissement longitudinal du pied était significativement plus important sur la descente que sur la montée ($0,9 \pm 1,1$ cm sur la montée contre $3,2 \pm 2,4$ cm sur la descente, $p < 0,0001$).

La vitesse longitudinale du pied avant l'impact était significativement plus élevée sur la descente par rapport à la montée (+119,4 %, $p < 0,0001$). Il n'y avait pas de différence significative entre la montée et la descente pour la vitesse verticale du pied ($p = 0,3770$, Fig. 27), ni pour le choc de l'impact (maximum de décélération verticale, $p = 0,7548$).

Le choc initial et les frottements entre le pied et le sol lors de la phase de glissement génèrent des vibrations. L'analyse du spectre de fréquences de ces phénomènes vibratoires a montré qu'il y avait une différence significative entre la montée et la descente pour les fréquences comprises entre 0 et 200 Hz (+71,8 %, $p = 0,0050$). Il n'y avait pas de différence significative pour les fréquences supérieures à 200 Hz (Fig. 28).

Figure 26 : Durée du freinage (en s) pour les antérieurs en montée et en descente

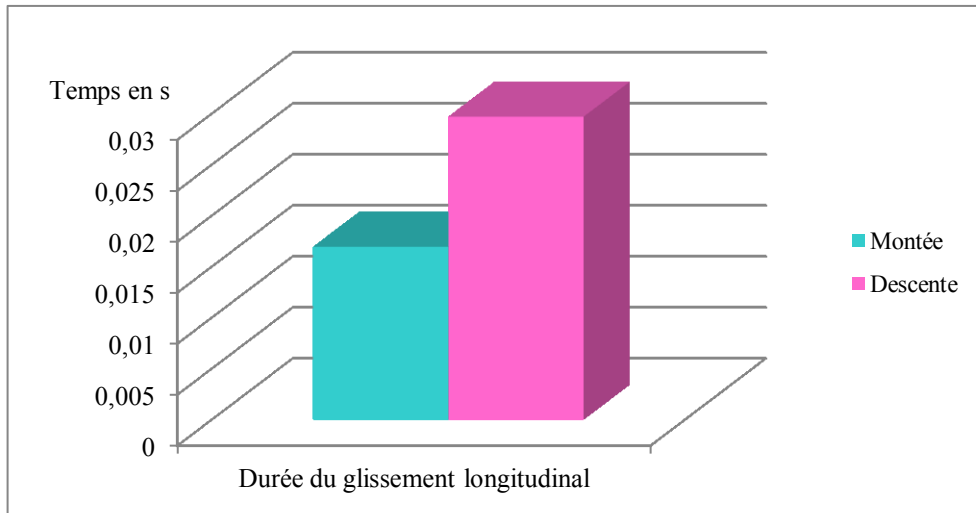


Figure 27 : Vitesse du pied avant l'impact selon l'axe longitudinal et l'axe vertical, en montée et en descente.

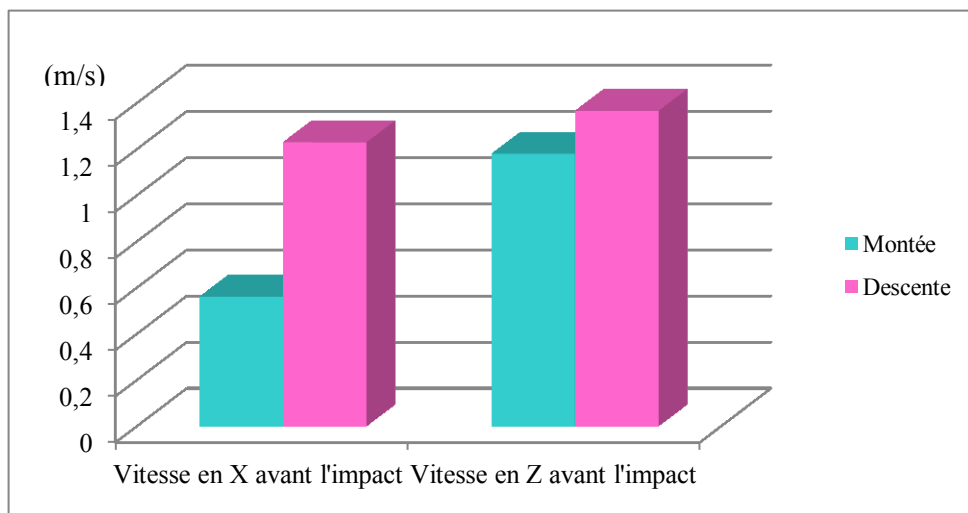
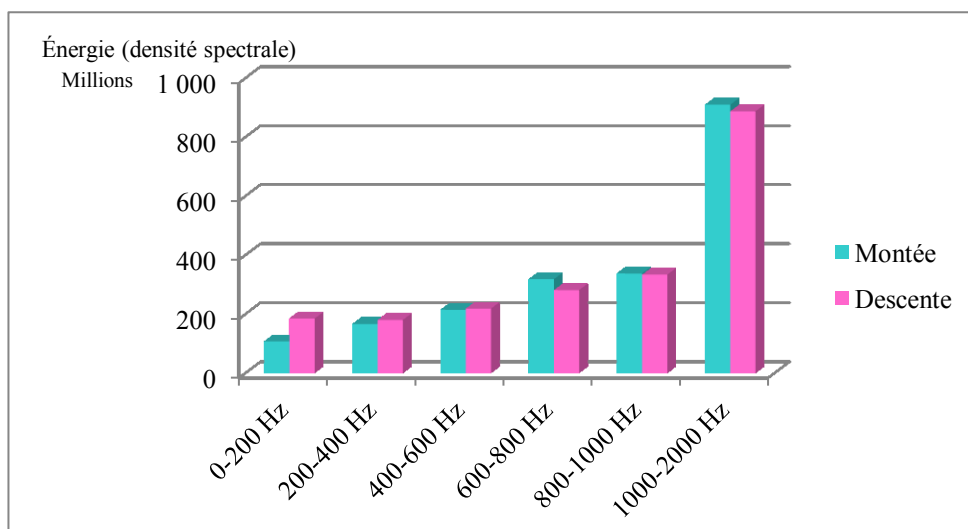


Figure 28 : Répartition des fréquences de vibration après l'impact du pied antérieur au sol, en montée et en descente.



2.3. Effet du plan incliné (montée vs descente) sur les postérieurs

2.3.1. Forces exercées par le pied et impulsion

2.3.1.1. Force longitudinale

En montée, l'intensité maximale de la force longitudinale de freinage (F_x) apparaissait à $5,9 \pm 1,3$ % de l'appui, ce qui était significativement plus tôt que lors de la descente où elle apparaissait à $9,6 \pm 3,7$ % de l'appui environ ($p=0,0002$). L'intensité du pic de la force longitudinale de freinage était significativement plus importante ($+23,7$ %, $p=0,0006$) en descente. L'impulsion longitudinale de freinage était supérieure ($+321$ %, $p<0,0001$) sur la descente.

L'intensité de la force qu'exerce le pied postérieur sur le sol en phase de propulsion était significativement plus importante en montée ($+52,4$ %, $p<0,0001$). L'inversion du sens de la force longitudinale apparaissait significativement plus tôt ($25 \pm 9,0$ % de l'appui lors de la montée et $46 \pm 4,7$ % lors de la descente, $p<0,0001$, Fig. 29). L'impulsion longitudinale de propulsion était significativement supérieure en montée ($+67,5$ %, $p<0,0001$).

2.3.1.2. Force transversale

L'impulsion transversale n'est pas significativement différente entre la montée et la descente ($p=0,7286$, Fig. 30).

2.3.1.3. Force verticale

L'intensité de la force verticale maximale (Z) était significativement supérieure sur la montée par rapport à la descente ($+5,1$ %, $p=0,0002$) (Fig. 31). Ce pic de force apparaissait significativement plus tard sur la montée ($49 \pm 2,1$ % de l'appui sur la montée et $43 \pm 3,8$ % sur la descente, $p<0,0001$). L'impulsion verticale était significativement plus importante sur la montée que sur la descente ($+10,5$ %, $p=0,0008$). La pente moyenne pour atteindre le maximum de la force verticale (correspondant à la vitesse de mise en charge du membre) était significativement plus importante lors de la descente ($+7,9$ %, $p=0,0344$).

Figure 29 : Moyenne (N=50) de la force longitudinale appliquée sur les postérieurs au cours de l'appui, en montée et en descente.

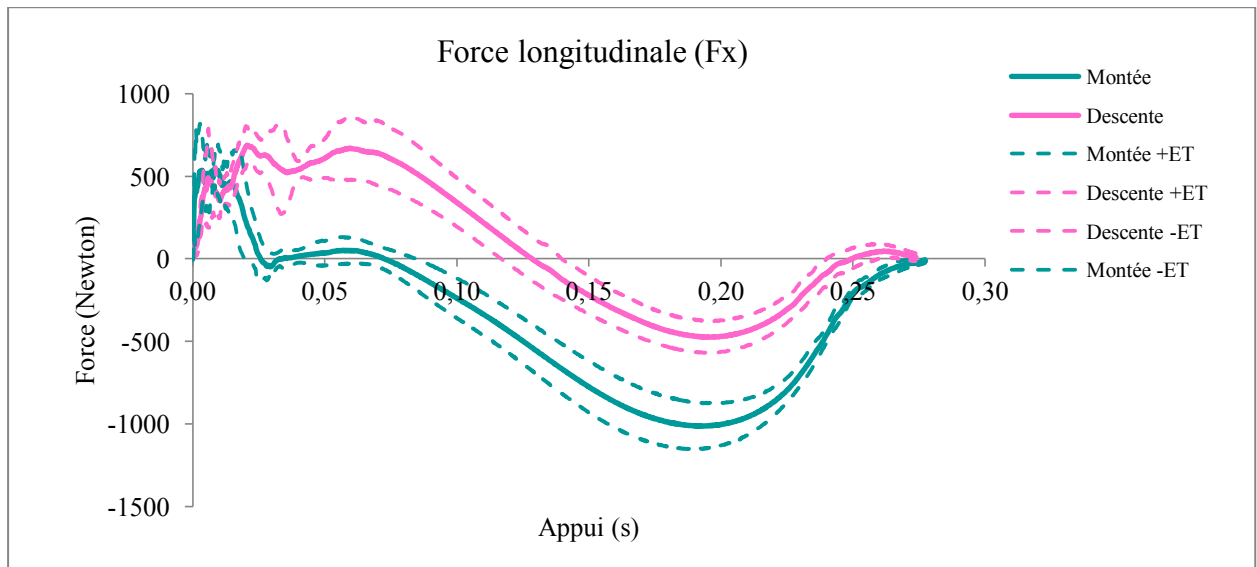


Figure 30 : Moyenne (N=50) de la force transversale appliquée sur les postérieurs au cours de l'appui, en montée et en descente.

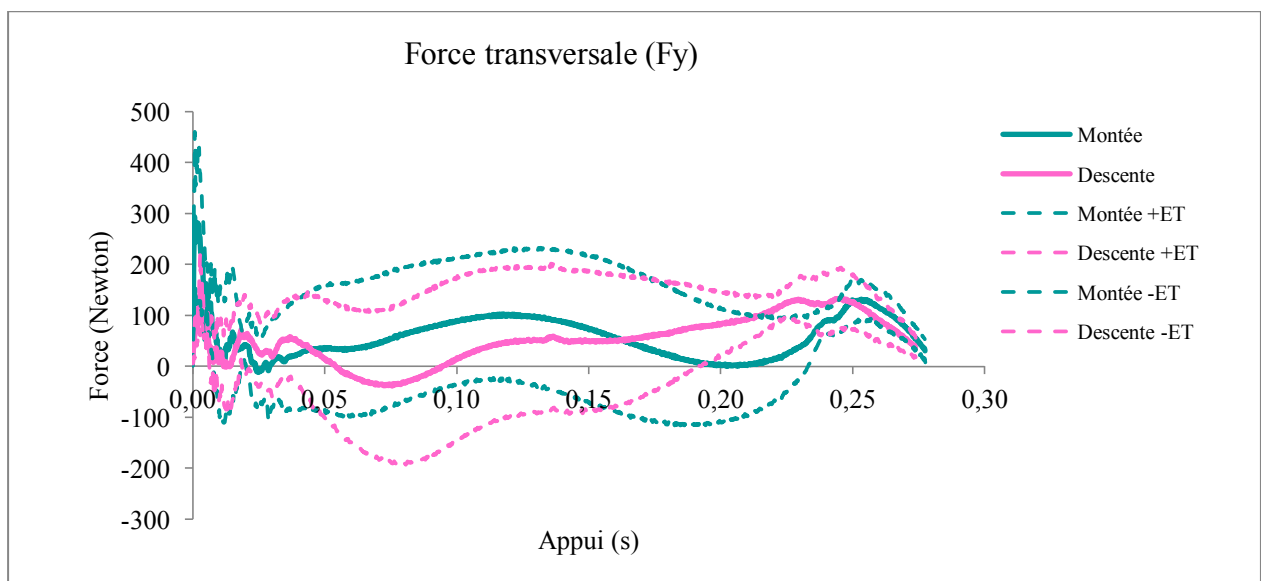
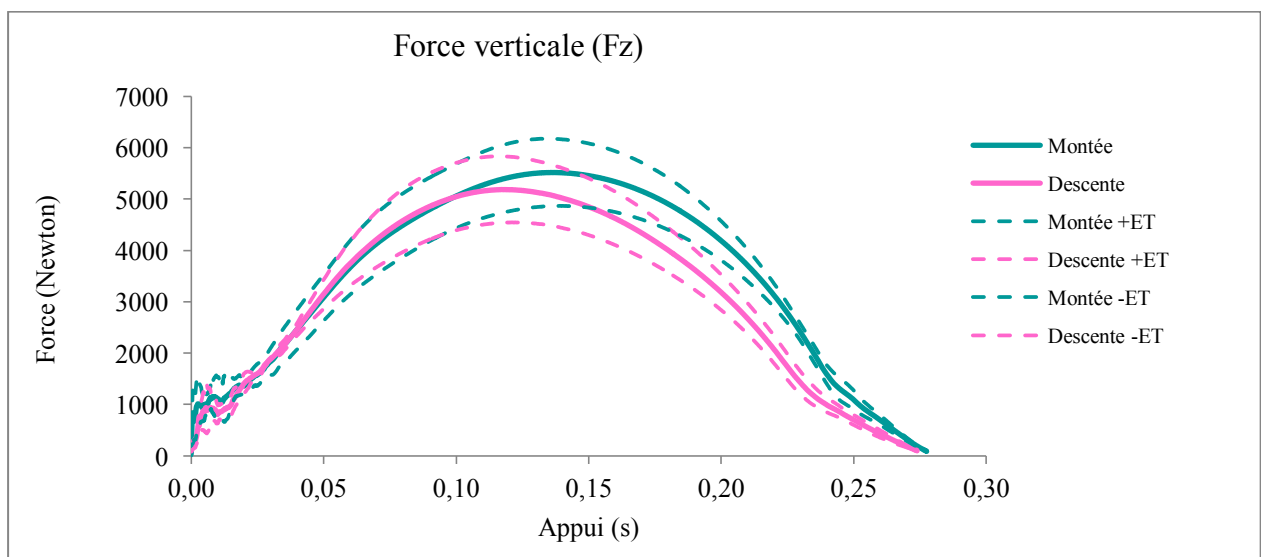


Figure 31 : Moyenne (N=50) de la force verticale appliquée sur les postérieurs au cours de l'appui, en montée et en descente.



2.3.2. Moments

Le pic d'intensité du moment autour de l'axe longitudinal apparaissait significativement plus tôt lors de la descente ($29 \pm 26,7$ % de l'appui sur la descente et $45 \pm 22,9$ % lors de la montée, $p < 0,0001$, Fig. 32). Les mesures réalisées sur les postérieurs n'ont pas montré de différence significative entre la montée et la descente pour les moments autour de l'axe transversal et l'axe vertical (Fig. 33 et 34).

Figure 32 : Moyenne (N=50) du moment autour de l'axe longitudinal, appliqué sur les antérieurs au cours de l'appui, en montée et en descente.

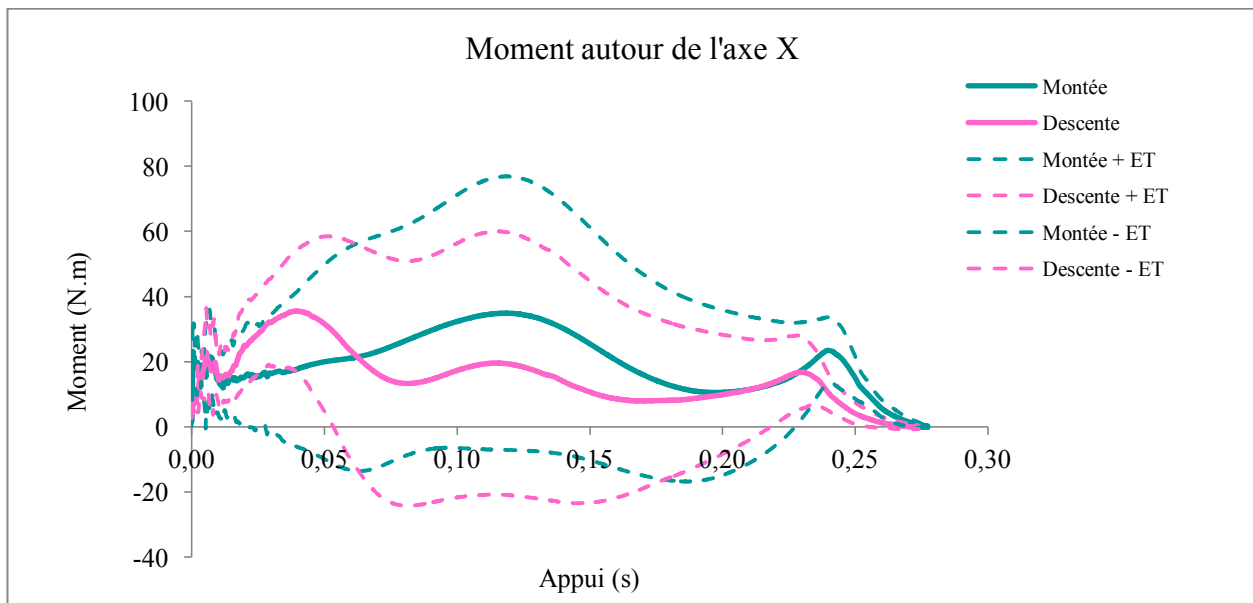


Figure 33 : Moyenne (N=50) du moment autour de l'axe transversal, appliqué sur les antérieurs au cours de l'appui, en montée et en descente.

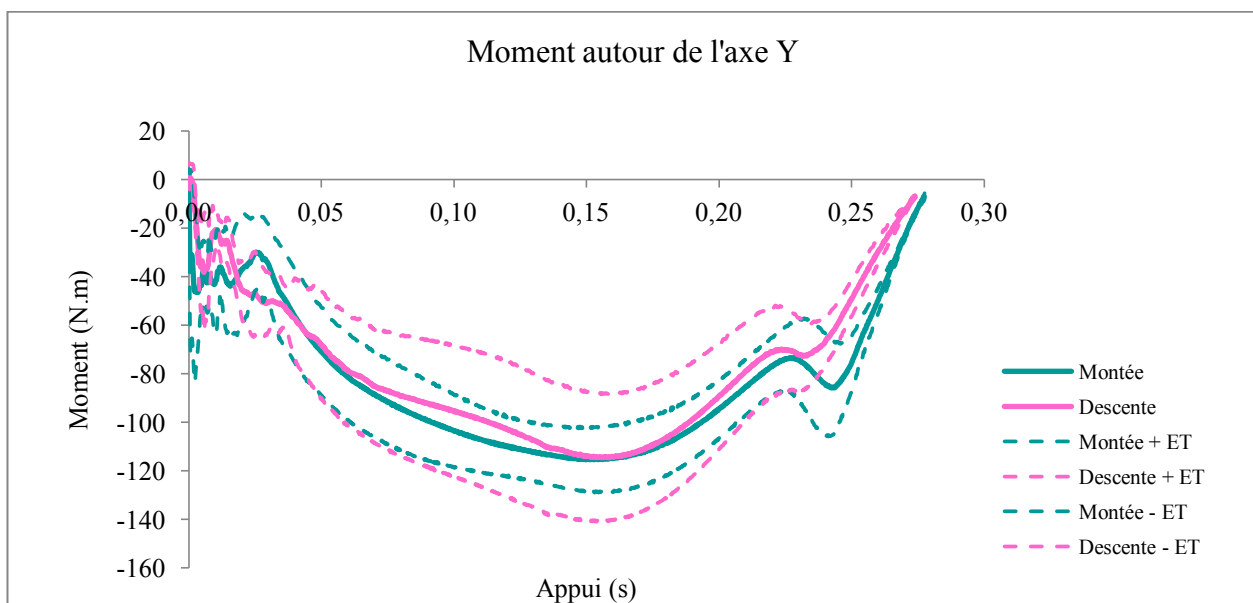
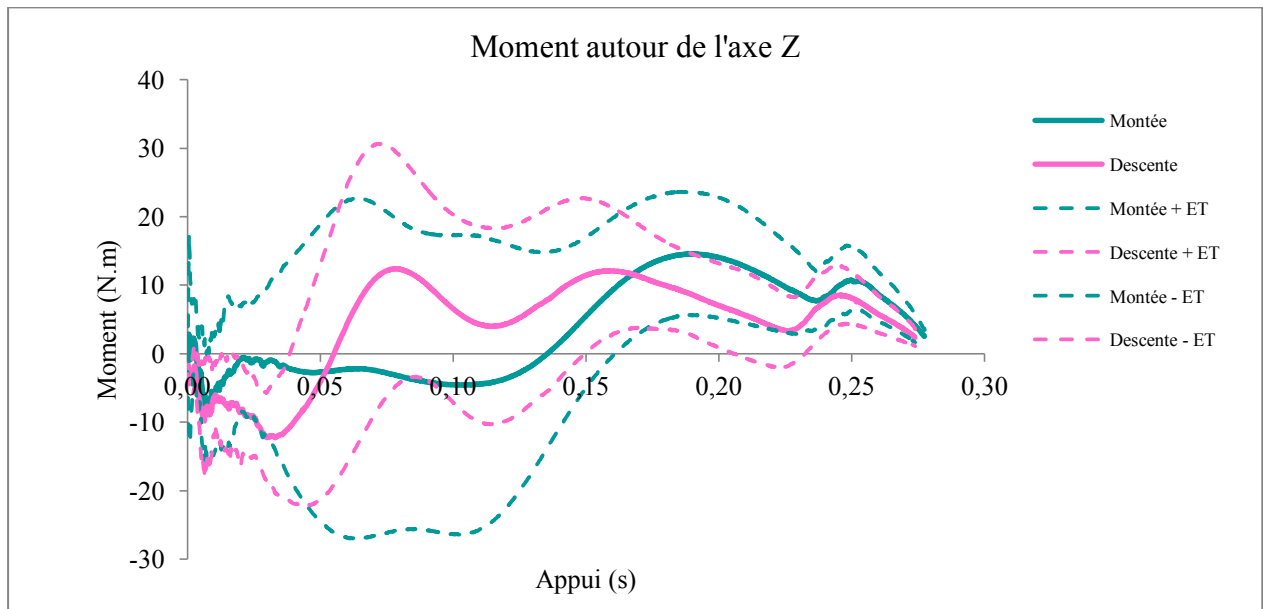


Figure 34 : Moyenne (N=50) du moment autour de l'axe vertical, appliqué sur les antérieurs au cours de l'appui, en montée et en descente.



2.3.3. Centre de pression

Pour les postérieurs, le poser se faisait préférentiellement par le talon latéral en montée comme en descente. Le centre de pression se déplaçait ensuite en direction crâniale et médiale en ne dépassant cependant le plan médian que tardivement. Le décollement des talons était plus tardif lors de la montée (Fig. 35 et 36).

Figure 35 : Coordonnées en X du Cop par rapport au centre du fer, au cours de l'appui.

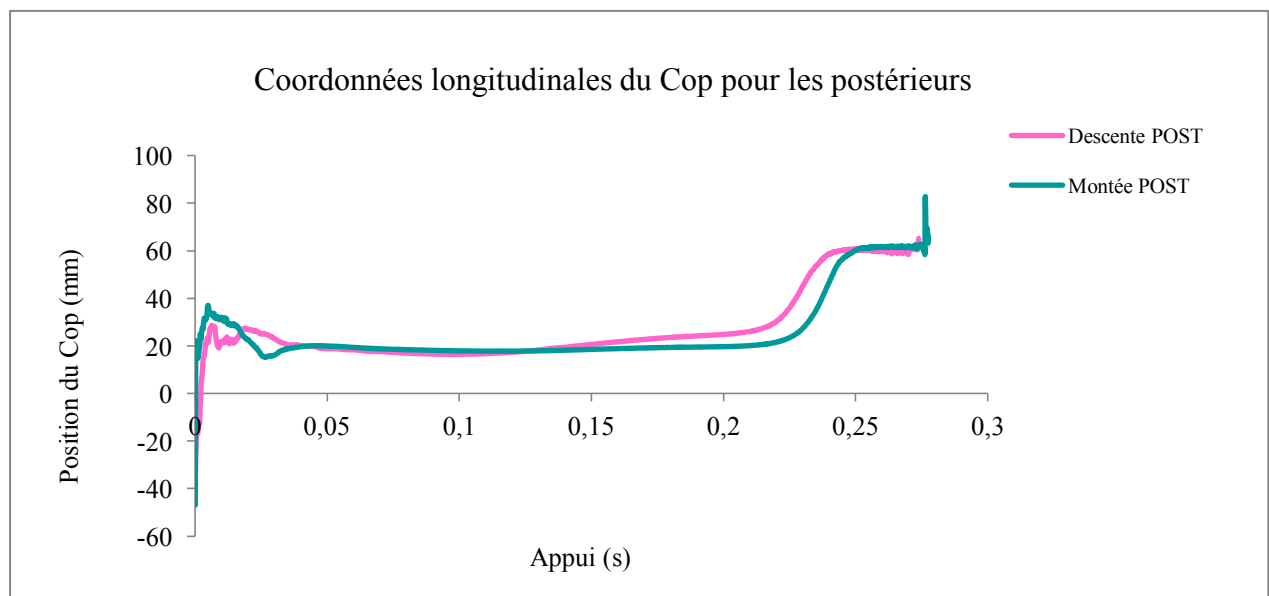
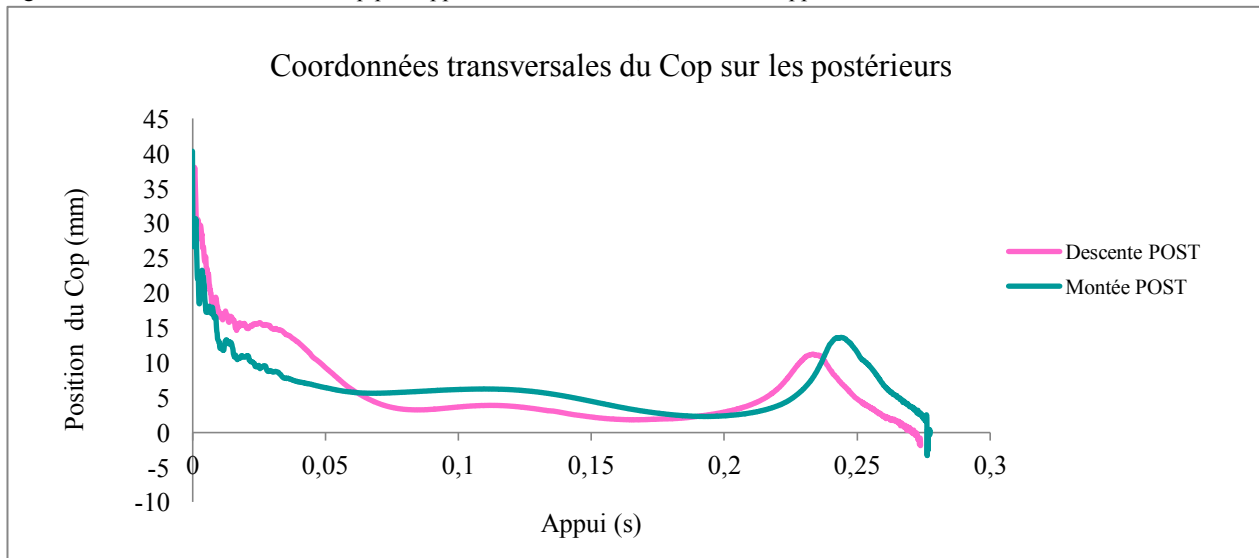


Figure 36 : Coordonnées en Y du Cop par rapport au centre du fer, au cours de l'appui.



2.3.4. Variables accélérométriques

Il n'y avait pas de différence significative entre la montée et la descente pour le maximum de décélération verticale du pied lors de l'impact. La durée du glissement longitudinal était significativement plus longue sur la descente (+63 %, $p=0,0010$) par rapport à la montée (Fig. 37).

Les vitesses longitudinale et verticale du pied avant l'impact n'étaient pas significativement différentes entre la montée et la descente ($p=0,4030$ pour la vitesse longitudinale et $p=0,5197$ pour la vitesse verticale, Fig. 38).

Le glissement du pied était significativement plus important lors de la descente ($4 \pm 2,6$ cm pour la descente et $1,8 \pm 1,1$ cm pour la montée, $p=0,0418$).

L'analyse du spectre de fréquence des vibrations à l'impact montre, pour toutes les fréquences, que le choc lors de la montée produit significativement plus de vibrations comprises entre 200 et 1000 Hz ($p<0,0020$) (Fig. 39).

Figure 37 : Durée du freinage pour les postérieurs, en montée et en descente

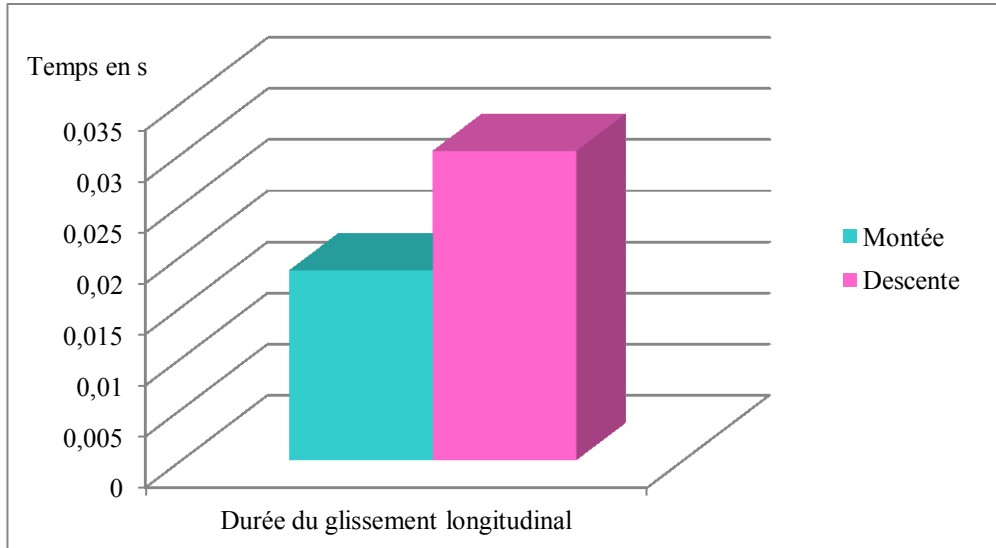


Figure 38 : Vitesses longitudinale et verticale du pied postérieur avant l'impact au sol, en montée et en descente

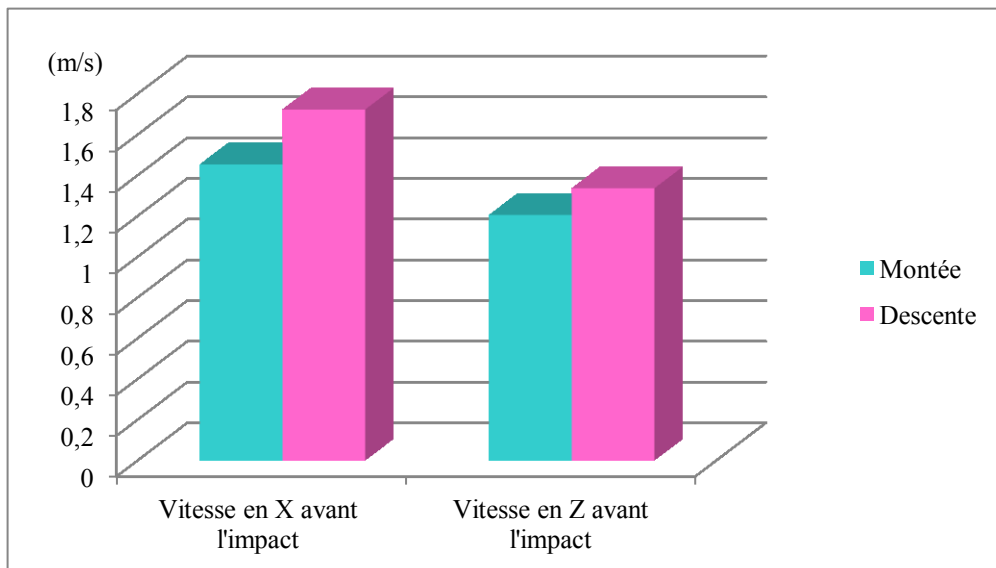
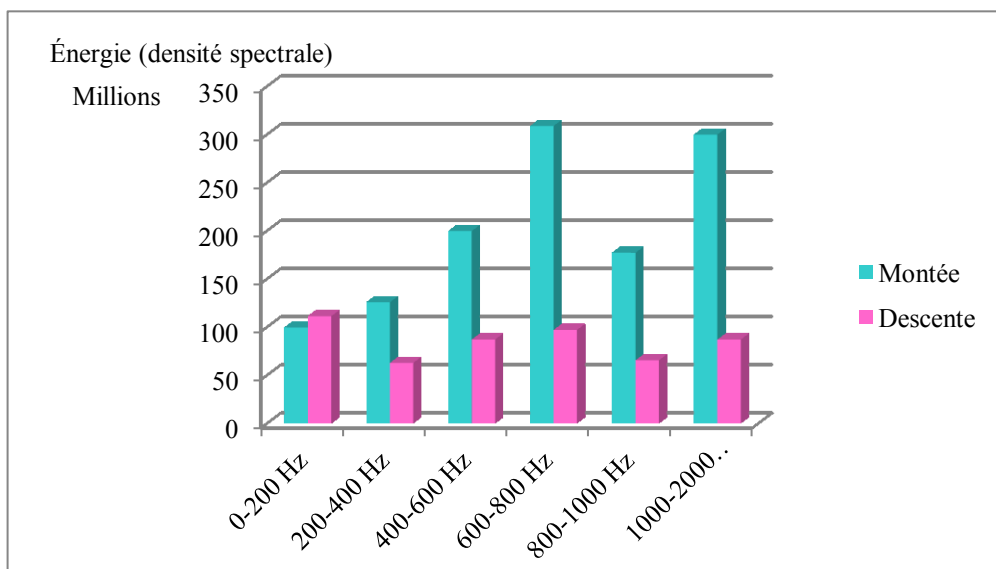


Figure 39 : Répartition des fréquences de vibrations après l'impact



2.4. Différence observées entre les antérieurs et les postérieurs

2.4.1. Forces exercées par le pied et impulsions

2.4.1.1. Force longitudinale

Le maximum de la force longitudinale (pic de force de freinage) n'était pas significativement différent entre les antérieurs et les postérieurs ($p=0,1095$) sur la montée. En revanche, sur la descente, le pic de force était significativement plus important sur les antérieurs (+19 %, $p=0,0007$).

En phase de propulsion, l'extremum de la force longitudinale était significativement plus important pour les postérieurs par rapport aux antérieurs (+30,1 %, $p<0,0001$ sur la montée et +18,4 %, $p=0,0278$ sur la descente). L'inversion du sens de la force longitudinale était plus précoce au sein de l'appui pour les postérieurs par rapport aux antérieurs ($25 \pm 9,0$ % de l'appui pour les postérieurs et $42 \pm 7,2$ % pour les antérieurs, $p<0,0001$ sur la montée et $46 \pm 4,7$ % de l'appui pour les postérieurs et $62 \pm 9,3$ % pour les antérieurs, $p<0,0001$ sur la descente, Fig. 40).

Lors de la phase de freinage (X positif), l'impulsion longitudinale était supérieure pour les antérieurs par rapport aux postérieurs (+57,3 %, $p<0,0001$ en montée et +51,3 %, $p<0,0001$ en descente). En revanche, lors de la phase de propulsion, l'impulsion longitudinale était supérieure pour les postérieurs par rapport aux antérieurs et cette différence était d'autant plus marquée en montée qu'en descente (+76,9 %, $p<0,0001$ en montée et +48,9 %, $p=0,0062$ en descente).

2.4.1.2. Force transversale

Le pic positif de la force verticale transversale (médio-latérale) était plus élevé sur les postérieurs lors de la montée (+109,5 %, $p<0,0001$, Fig. 41). En descente, il n'y avait pas de différence significative entre les antérieurs et les postérieurs. Au début de la phase d'appui, l'extremum de la force transversale était significativement plus important sur les antérieurs (+57 %, $p<0,0001$) lors de la montée et de façon plus modérée lors de la descente (+42 %, $p=0,0013$).

2.4.1.3. Force verticale

En descente, la valeur du pic de force verticale (Z) et l'impulsion verticale étaient significativement augmentées sur les antérieurs (+16,7 %, $p<0,0001$ pour le pic de force, +27,3 %, $p<0,0001$ pour l'impulsion, Fig. 42) par rapport aux postérieurs. Le phénomène similaire a été observé lors de la

montée mais de façon plus modérée (+7,3 %, $p=0,0006$ pour le pic de la force verticale et + 7,5 % ; $p=0,0335$ pour l'impulsion verticale).

Lors de la montée, le maximum apparaissait significativement plus tard pour les postérieurs ($49,4 \pm 2,1$ % de l'appui pour les postérieurs et $48,2 \pm 2,6$ % pour les antérieurs, $p=0,0280$). En revanche, lors de la descente, le maximum apparaissait significativement plus tard sur les antérieurs ($45,8 \pm 4,1$ % de l'appui sur les antérieurs contre $43,6 \pm 3,8$ % sur les postérieurs $p=0,0164$).

Figure 40 : Moyenne (N=50) de la force longitudinale appliquée, au cours de l'appui, sur les antérieurs et les postérieurs, en montée et en descente.

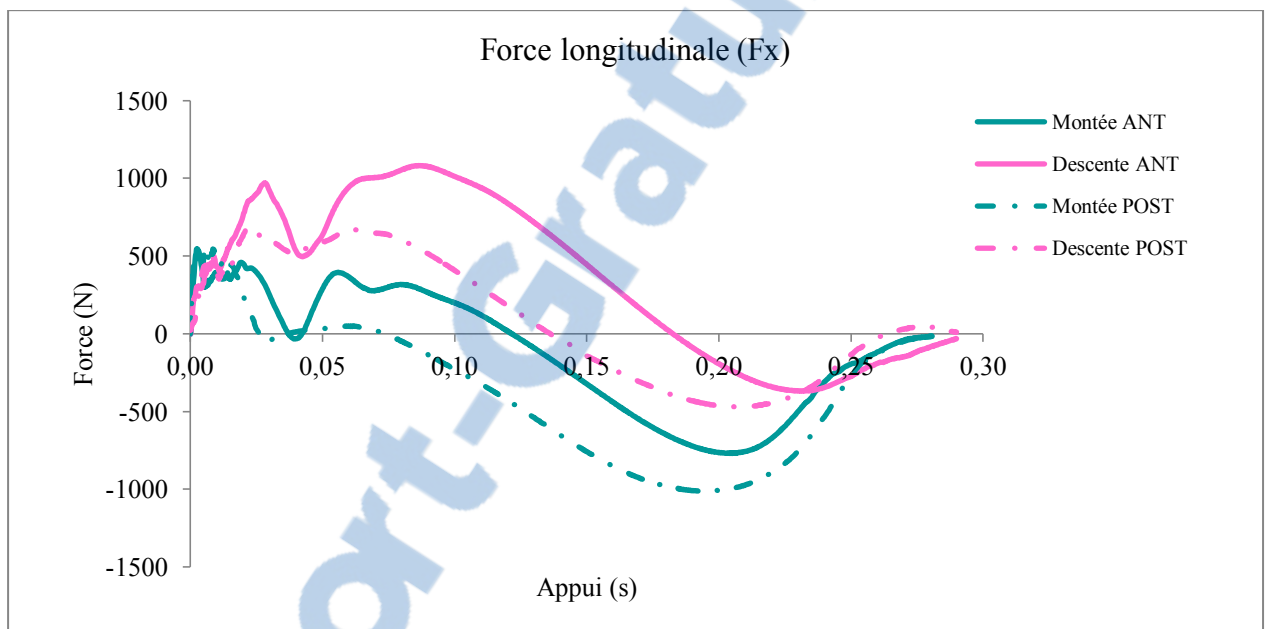


Figure 41 : Moyenne (N=50) de la force transversale appliquée, au cours de l'appui, sur les antérieurs et les postérieurs, en montée et en descente.

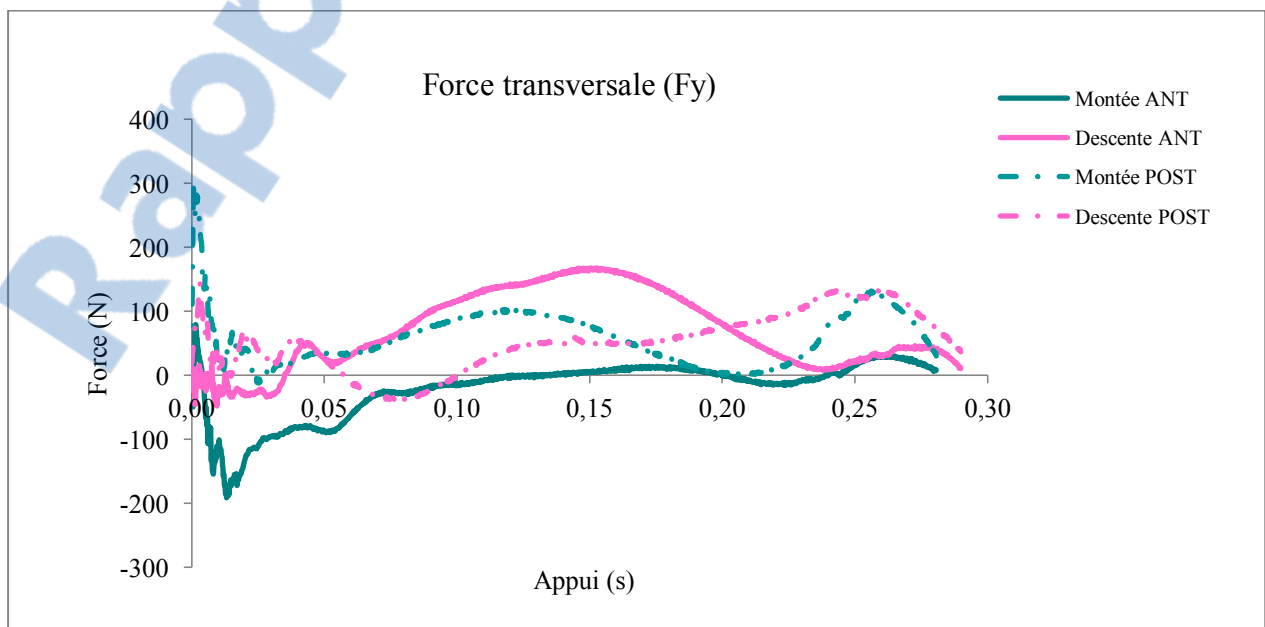
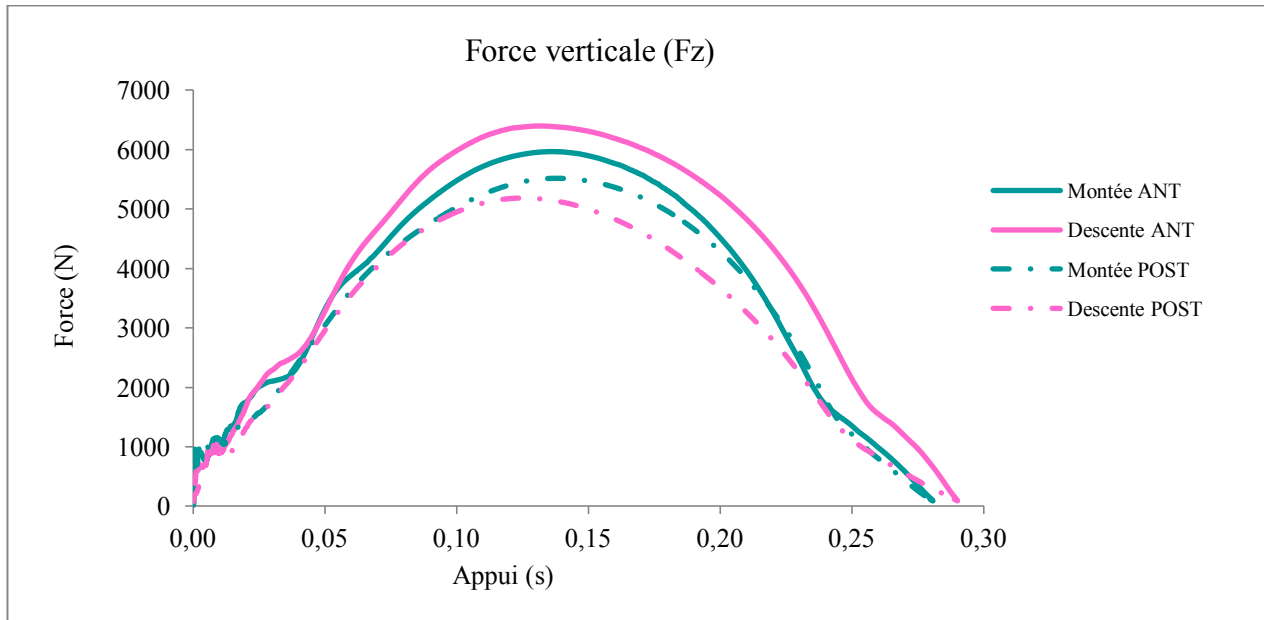


Figure 42 : Moyenne (N=50) de la force verticale appliquée au cours de l'appui, sur les antérieurs et les postérieurs, en montée et en descente.



2.4.2. Moments

2.4.2.1. Moment autour de l'axe longitudinal

Pendant les deux premiers tiers de l'appui, le moment autour de l'axe longitudinal du pied était positif (générant de l'abduction) pour les postérieurs alors que sur les antérieurs ce moment était proche de zéro en montée et négatif (générant de l'adduction) en descente (Fig. 43). Lors de la phase de propulsion, c'est sur les antérieurs que le moment positif était le plus important en montée comme en descente.

2.4.2.2. Moment autour de l'axe transversal

L'extremum du moment négatif (bascule du pied vers l'avant) autour de l'axe transversal était significativement plus important sur les postérieurs par rapport aux antérieurs (17,1 %, $p < 0,0001$). Au cours de la première moitié de l'appui, le moment négatif mesuré était plus important sur les postérieurs que sur les antérieurs, en montée comme en descente. (Fig. 44). L'extremum du moment négatif est apparu significativement plus tôt sur les postérieurs (51 % sur les postérieurs et 86 % sur les antérieurs, $p < 0,0001$). Un pic de moment positif (bascule du pied vers l'arrière) autour de l'axe transversal a été mesuré en début d'appui, il était significativement plus important sur les antérieurs (+93,2 %, $p = 0,0206$ en montée, +103,3 %, $p < 0,0001$).

2.4.2.3. Moment autour de l'axe vertical

Le moment autour de l'axe vertical était positif (générant une rotation externe des articulations) pour les antérieurs alors qu'il est proche de zéro à négatif pour les postérieurs (Fig. 45). Ce moment était significativement plus important sur les antérieurs en début d'appui (+58,6 %, $p=0,0024$). Il n'y avait pas de différence significative entre les antérieurs et les postérieurs lors de la montée.

Figure 43 : Moyenne (N=50) du moment autour de l'axe longitudinal, appliqué sur les antérieurs au cours de l'appui, en montée et en descente.

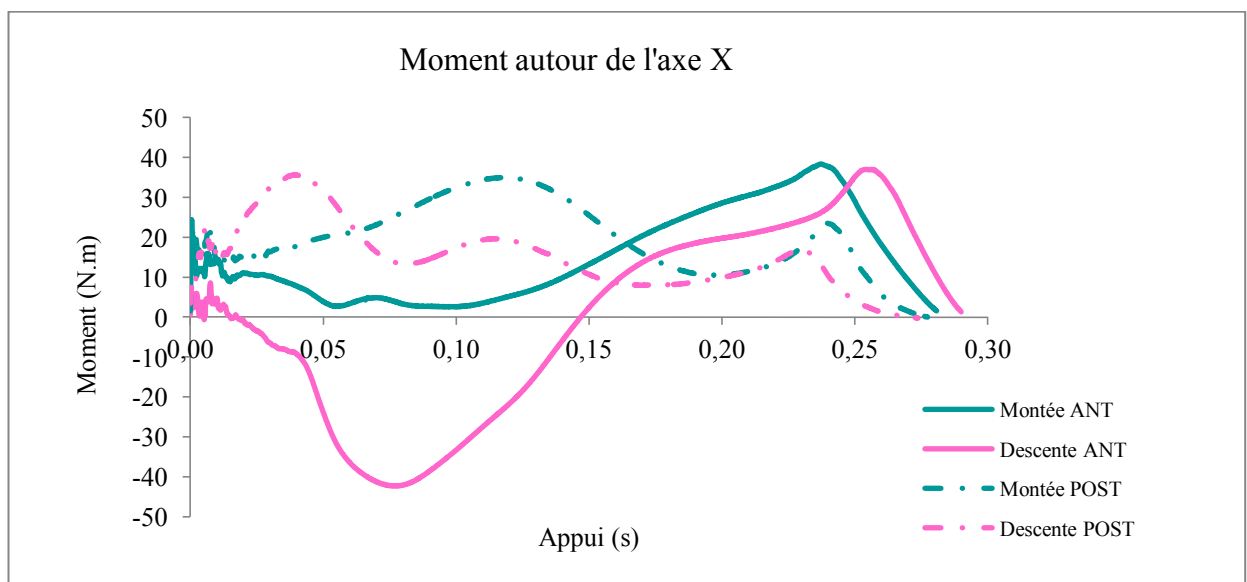


Figure 44 : Moyenne (N=50) du moment autour de l'axe transversal, appliqué sur les antérieurs et les postérieurs au cours de l'appui, en montée et en descente.

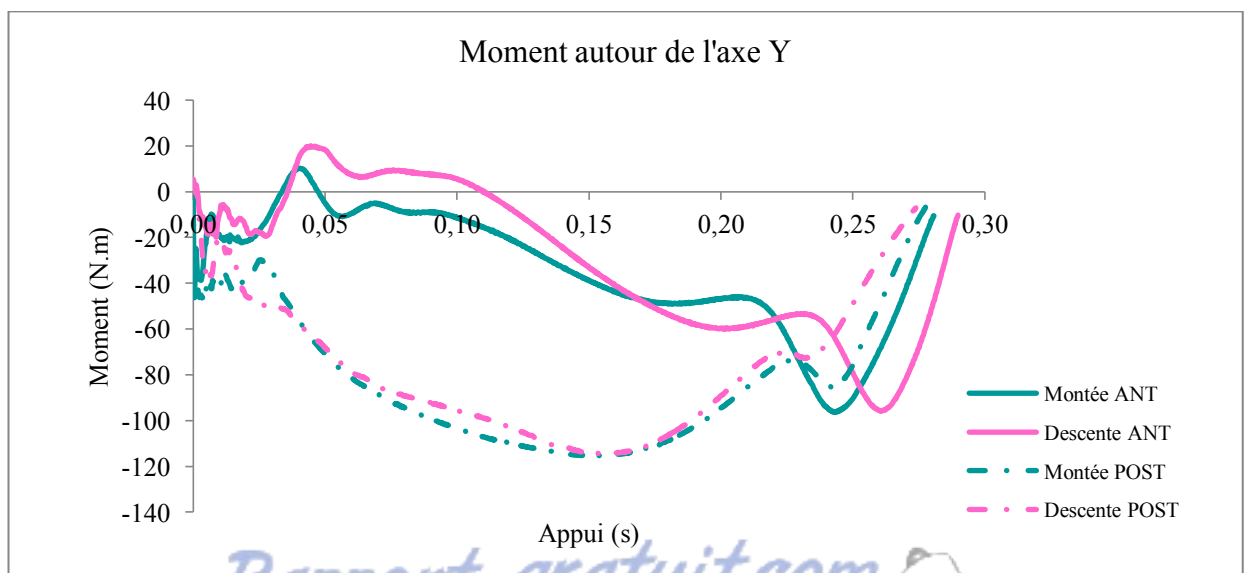
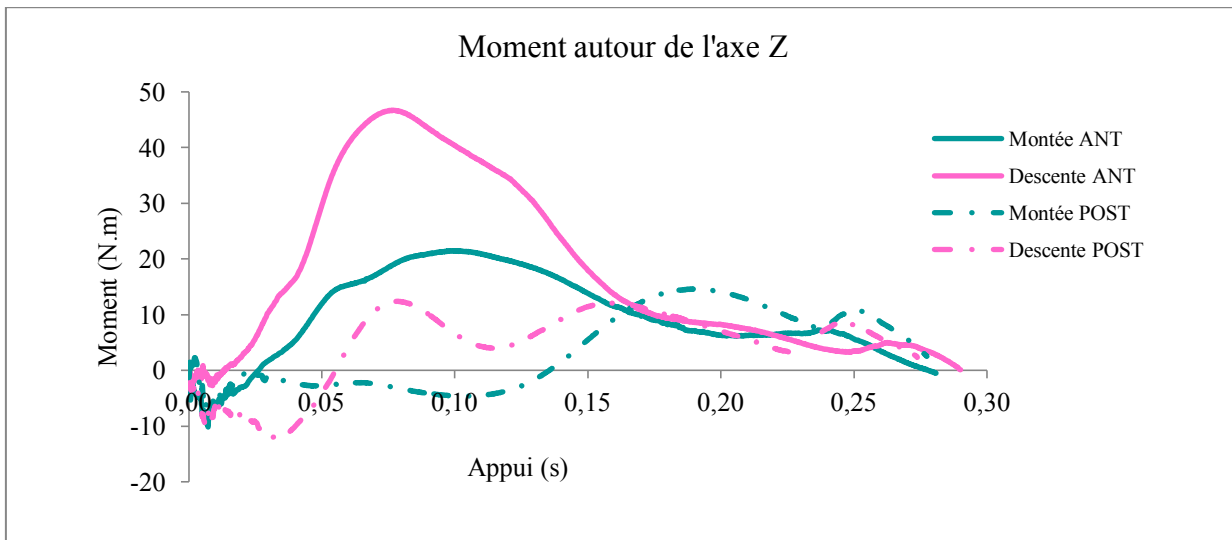


Figure 45: Moyenne (N=50) du moment autour de l'axe vertical, appliqué au cours de l'appui, sur les antérieurs et les postérieurs, en montée et en descente.



2.4.3. Centre de pression

Pendant toute la durée de l'appui, le centre d'application des forces était légèrement plus crânial sur les postérieurs que sur les antérieurs, en montée comme en descente (Fig. 46). En phase de propulsion, le Cop s'est déplacé crânialement sur les antérieurs comme sur les postérieurs. En descente, ce déplacement est apparu plus précocement sur les postérieurs (Fig. 46). Le Cop s'est aussi déplacé latéralement sur les antérieurs alors qu'il est resté sagittal sur les postérieurs (Fig. 47). Le lever du pied semble donc différent entre l'antérieur et le postérieur lors de la descente : le pied antérieur s'est levé plus en roulant sur la mamelle latérale, alors que le postérieur s'est levé avec un roulement par la pince.

Figure 46 : Coordonnées en X du Cop au cours de l'appui, sur les antérieurs et les postérieurs, en montée et en descente.

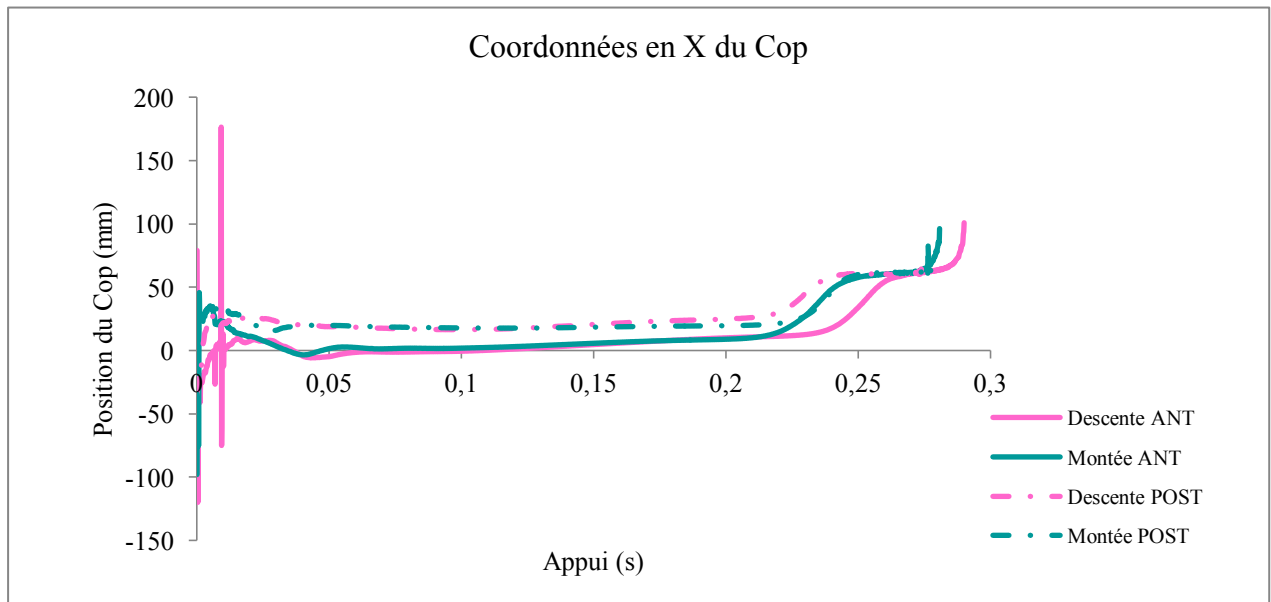
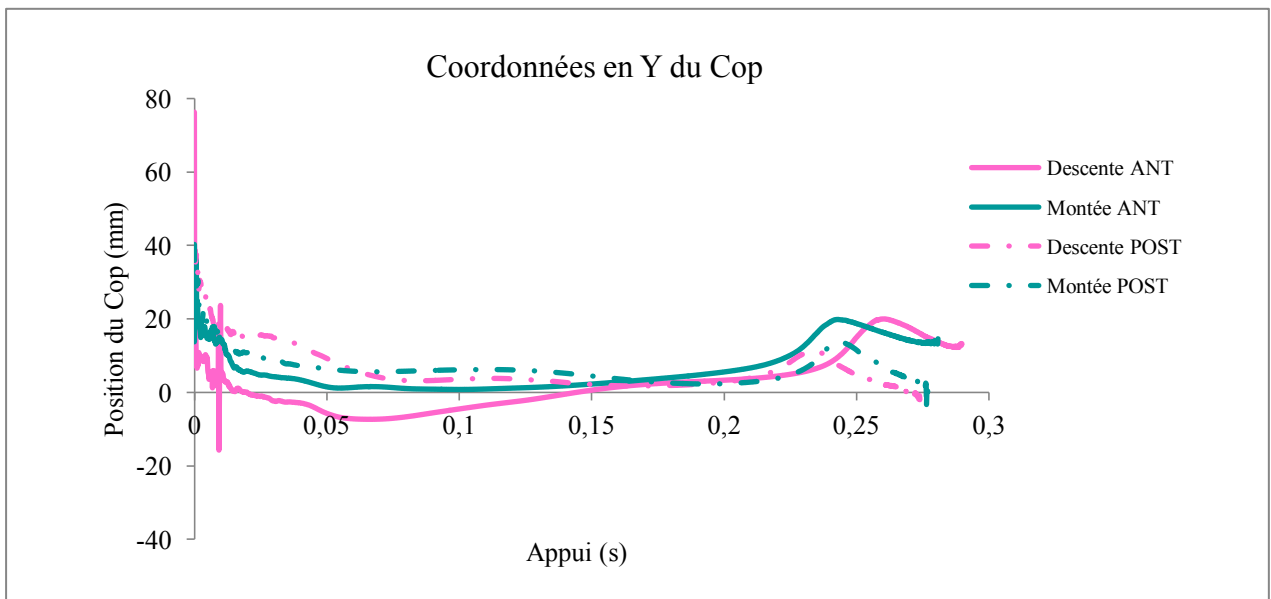


Figure 47 : Coordonnées en Y du Cop au cours de l'appui, sur les antérieurs et les postérieurs, en montée et en descente.



2.4.4. Variables accélérométriques

Lors de la montée, la vitesse longitudinale du pied avant l'impact était significativement plus élevée pour les postérieurs (+159 %, $p=0,0022$) alors qu'elle n'était pas significativement différente entre les antérieurs et les postérieurs lors de la descente ($p=0,2339$). Il n'y avait pas de différence significative pour la vitesse verticale à la fois lors de la montée et lors de la descente. La vitesse verticale n'était pas significativement différente entre les antérieurs et les postérieurs ($p=0,8878$ en montée et $p=0,9354$ en descente) (Fig. 48).

La durée du freinage n'était pas significativement différente entre les postérieurs et les antérieurs ($p=0,3686$ en montée et $p=0,9300$ en descente, Fig. 49).

Le glissement du pied était plus important pour les postérieurs lors de la montée ($0,9 \pm 1,1$ cm pour les antérieurs et $1,8 \pm 1,1$ cm pour les postérieurs, $p=0,0049$) alors qu'il n'était pas significativement différent du glissement des antérieurs lors de la descente ($p=0,6029$).

En descente, la décélération verticale était significativement plus importante sur les antérieurs (+67 %, $p=0,0051$). Les vibrations produites lors de l'impact étaient significativement plus importantes sur les antérieurs que les postérieurs pour les vibrations supérieures à 1000 Hz ($p=0,0127$) (Fig. 50).

Figure 48 : Vitesses longitudinales et verticales du pied antérieur et postérieur avant l'impact au sol, en montée et en descente.

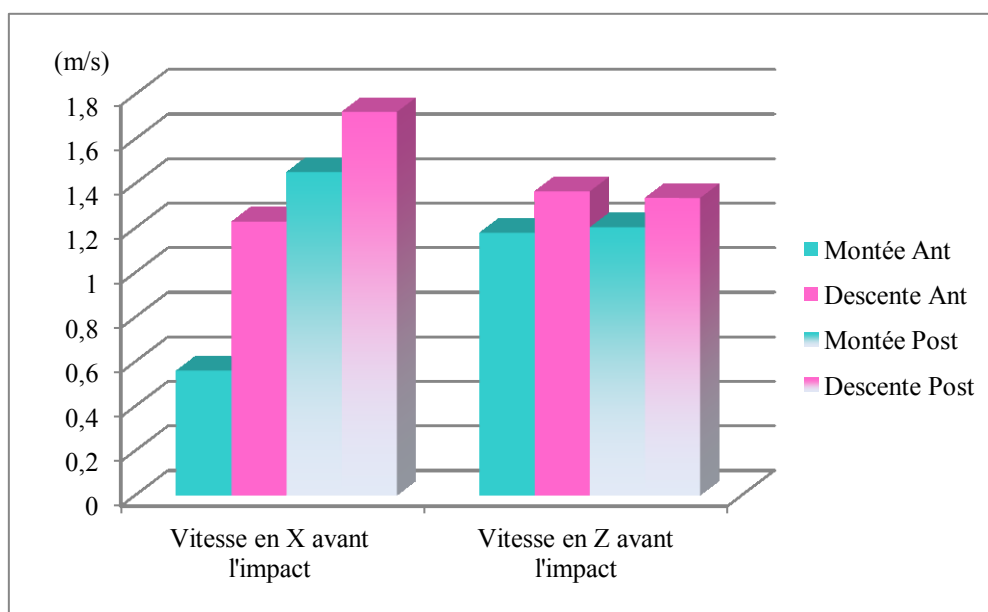


Figure 49 : Durée du freinage (en s) des antérieurs et des postérieurs lors de la montée et de la descente

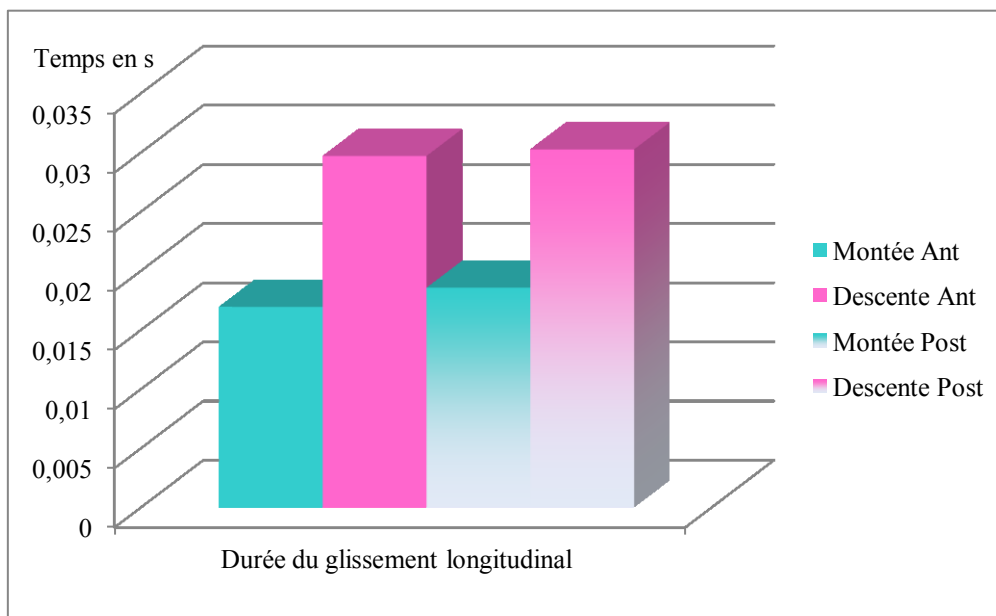


Figure 50 : Glissement longitudinal (en m) des antérieurs et des postérieurs lors de la montée et de la descente

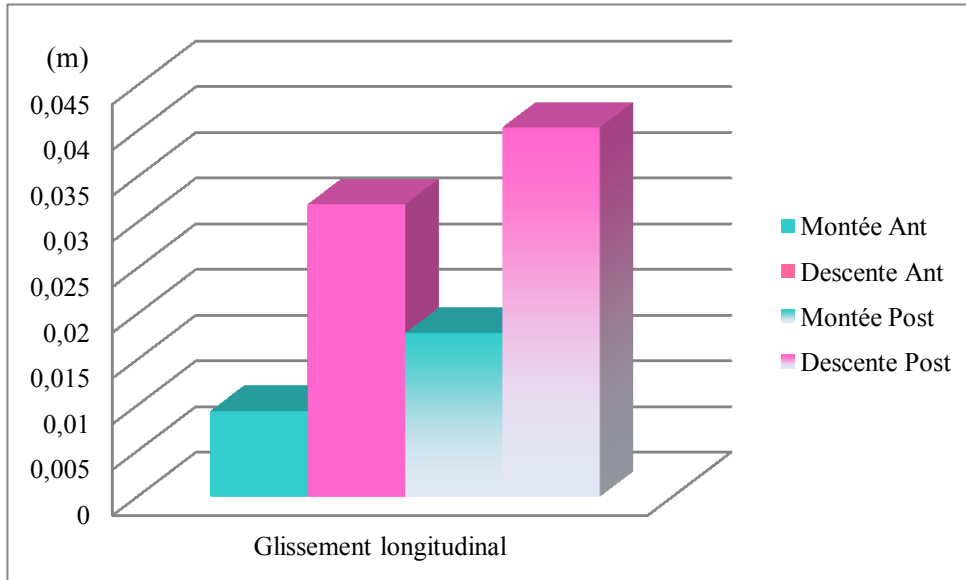


Figure 51 : Décélération verticale (en $m.s^{-2}$) des antérieurs et des postérieurs lors de la montée et de la descente

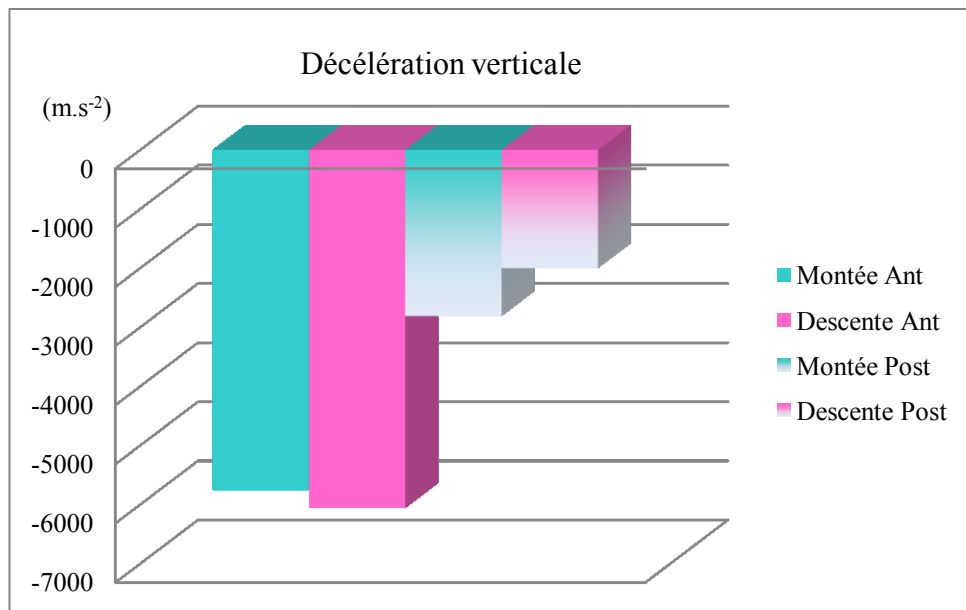
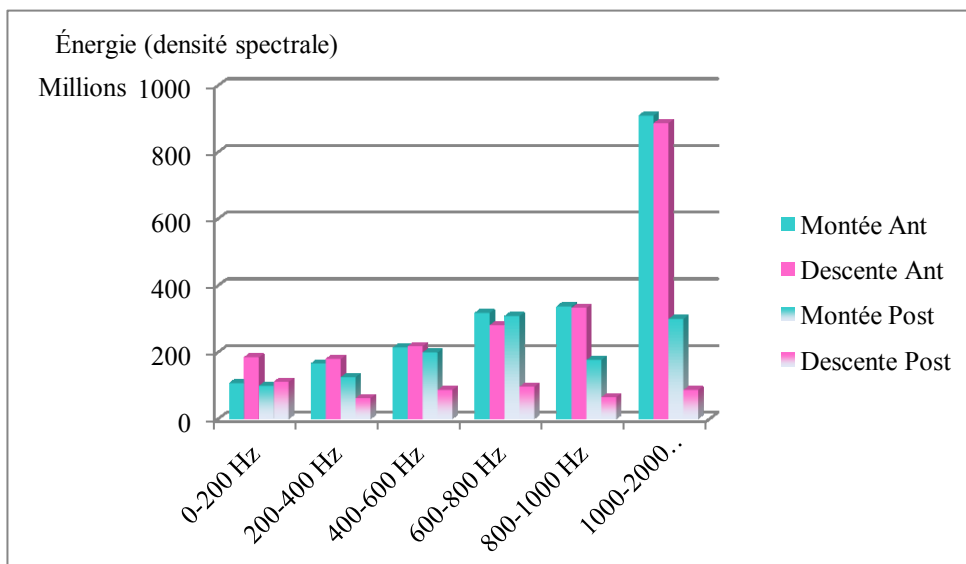


Figure 52 : Vibrations générées par l'impact des antérieurs et des postérieurs, en montée et en descente



3. DISCUSSION

Cette étude procure de nouvelles données cinétiques sur des chevaux trotant sur un plan incliné

3.1. Analyse des résultats

Dans cette étude, nous avons montré qu'à vitesse constante, la durée de l'appui, la durée de la foulée et par conséquent la fréquence et la longueur des foulées n'étaient pas significativement influencées par l'orientation en montée ou en descente du plan incliné. Ces résultats sont en accord avec ceux de Soet *et al.* (1997), Hoyt *et al.* (2000), Dutto *et al.* (2004) concernant la durée de l'appui. En revanche, Hoyt *et al.* (2000) ont mis en évidence une phase de soutien plus longue et par conséquent une longueur de la foulée plus importante lors de la montée sur un plan incliné de 10 %. La pente utilisée dans notre étude n'était que de 7 %. Ceci pourrait expliquer la divergence de ce résultat.

Nous avons par contre observé que la force verticale appliquée sur les antérieurs est plus importante lors de la descente et inversement, la force verticale appliquée sur les postérieurs est plus importante lors de la montée. Ces résultats rejoignent ceux de Sloet *et al.* (1997) et ceux de Dutto *et al.* (2004). Ces derniers ont montré que lors du déplacement en montée, l'extension métacarpo-phalangienne est substantiellement réduite sur les antérieurs par rapport à un déplacement sur un sol plat. En revanche, sur les postérieurs, cette hyperextension est plus marquée lors de la montée. Or l'hyperextension du boulet est étroitement liée à la mise en charge du membre et donc à la composante verticale de la force de réaction du sol (Mc Guigan et Wilson, 2003). Dutto *et al.* (2004), ont également mis en évidence une diminution de la force verticale sur les antérieurs lors de la montée. En revanche, nous avons montré que lors de la montée, la force verticale reste significativement plus importante sur les antérieurs que sur les postérieurs. Dutto *et al.* (2004) ont obtenu des résultats différents à petite vitesse sur une montée dont la pente était de 10 %. Dans leur étude, la force verticale appliquée sur les postérieurs était supérieure à celle appliquée sur les antérieurs. Ils ont utilisé une pente de 10 % alors que dans notre étude, la pente n'était que de 7 %. Cela pourrait expliquer la divergence des résultats entre ces deux études. Le poids du corps du cheval étant majoritairement réparti vers l'avant-main, il est logique que la force verticale soit supérieure sur les antérieurs. Sur une pente de 7 %, même si une redistribution du poids du corps vers l'arrière-main en montée est observée, celle-ci n'entraîne pas d'inversion du rapport antérieur/postérieur (52 % environ de l'impulsion verticale supportée par les antérieurs). Sur la descente, la charge supportée par les antérieures est augmentée (58 % de l'impulsion verticale).

Comme dans l'étude de Dutto *et al.* (2004), les résultats montrent que lors de la montée, la force longitudinale de freinage est diminuée sur les antérieurs par rapport aux postérieurs. En revanche, la propulsion est augmentée pour les postérieurs. Robert *et al.* (2000) ont montré que lors de la phase d'appui, l'activité du muscle glutéal moyen (extenseur de la hanche, participant à la propulsion du corps (Barone, 2010)) est augmentée en montée sur plan incliné. L'activité du muscle tenseur du fascia lata (extenseur du genou et fléchisseur de la hanche, intervenant lors de la rétraction et propulsion du membre postérieur (Barone, 2010)) est également augmentée, dans une moindre mesure. Les résultats de notre étude sont cohérents avec les données publiées. Ils permettent de quantifier précisément les modifications des sollicitations mécaniques générées par ces exercices.

La présente étude permet de mettre en évidence que lors de la descente, la force longitudinale de freinage est supérieure pour les antérieurs. Les antérieurs glissent de façon plus importante lors de la descente que lors de la montée. La vitesse longitudinale du pied, avant l'impact, est plus importante en descente. La phase de glissement dépend de la vitesse initiale de l'objet et des propriétés de l'interface. En effet, le glissement est atténué sur un sol souple (Chateau *et al.*, 2009). Dans cette étude, l'exercice est réalisé sur un sol dur en asphalté. Lors de la descente, la vitesse du pied à l'impact et la force longitudinale crânio-caudale sont plus élevées, le pied glisse donc plus longtemps sur le sol avant de s'immobiliser.

La force longitudinale de propulsion est plus importante sur les postérieurs, en montée comme en descente. De plus, la force de propulsion et l'impulsion longitudinale de propulsion générée par les postérieurs sont supérieures sur la montée. Sloet *et al.* (1997) ont montré en analyse cinématique que l'angle de rétraction des postérieurs est plus important lors de la montée. Cette observation combinée à l'augmentation de l'extension maximale du boulet et la flexion du tarse à l'impact indique que l'impulsion de propulsion générée par les postérieurs est augmentée lors de la montée.

La pente au maximum de la courbe représentant l'intensité de la force longitudinale montre que la vitesse d'augmentation de la composante longitudinale (X) est supérieure sur les postérieurs à la fois lors de la montée et lors de la descente. Cela signifie que le freinage est plus progressif sur les antérieurs en raison du glissement du pied.

Les résultats accélérométriques ont montré que la durée de freinage n'est pas différente entre les antérieurs et les postérieurs. En revanche, lors de la descente, les antérieurs présentent un glissement plus important ainsi qu'une durée du freinage supérieure à celle observée lors de la montée. Ceci est certainement dû au fait que la vitesse longitudinale du pied, avant l'impact, est

augmentée lors de la descente. En effet, il existe une forte corrélation de type linéaire entre la vitesse longitudinale avant l'impact et la distance de glissement (Parsons *et al.*, 2011). Back *et al.* (1995) et Parsons *et al.* (2011) ont montré que la vitesse longitudinale avant l'impact est augmentée sur les postérieurs par rapport aux antérieurs sur un plan horizontal au trot et au galop. Dans notre étude, la vitesse longitudinale est également augmentée sur les postérieurs lors de la montée. Le glissement du pied au sol se trouve augmenté et donc l'arrêt complet du sabot est retardé. En descente, la décélération verticale à l'impact est augmentée sur les antérieurs. Le choc à l'impact est plus brutal.

Cependant, il est important de noter que les mesures n'ont été effectuées que sur 5 chevaux. Cet échantillon de petite taille donne une idée des modifications de la locomotion des postérieurs lors du déplacement sur un plan incliné. Une étude complémentaire avec un plus grand nombre d'individu serait nécessaire pour une description plus précise de la locomotion sur le plan incliné.

3.2. Bilan des effets du plan incliné

Un des principaux éléments mis en évidence au cours de cette étude est le fait que sur plan incliné, la démarche du cheval est modifiée. Lors de la montée, la force longitudinale et l'impulsion longitudinale en phase postérieure de la foulée sont augmentées sur les postérieurs par rapport aux antérieurs. La propulsion est donc assurée en majorité par les postérieurs. Lors de la descente, la force verticale et la force longitudinale en phase antérieure de la foulée sont augmentées pour les antérieurs. Ces derniers assurent le freinage lors de la descente. Le pied antérieur glisse plus lors de la descente que lors de la montée. Un moment négatif autour de l'axe longitudinal ainsi qu'un moment positif autour de l'axe vertical (pouvant générer des mouvements d'adduction et de rotation externe), accentués lors de la descente, sont observés sur les antérieurs.

3.3. Implications cliniques

Lors de l'examen clinique, la locomotion du cheval pourra être observée sur un plan incliné à la fois en montée et en descente. Les modifications de la locomotion pourront accentuer une boiterie ou la mettre en évidence.

Les adaptations de la locomotion sur le plan incliné ont des effets directs sur les structures anatomiques distales. Takahashi *et al.* (2002), ont mesuré, sur les antérieurs, la tension exercée, au pas, dans le tendon fléchisseur superficiel du doigt lors d'une montée de 8 % sur un tapis roulant inclinable. Ils ont montré que le premier pic de tension est significativement diminué lors de la montée mais la tension maximale globale du fléchisseur superficiel n'est pas significativement

différente entre la montée et le plat. Plus tard, Takahashi *et al.* (2006) ont montré que lors de la montée sur un plan incliné d'environ 8 % de pente, la tension maximale du tendon fléchisseur superficiel du doigt tend à diminuer sur les antérieurs au trot. Il est également rapporté que le trot sur la montée diminue l'extension maximale du boulet et la force verticale sur les antérieurs (Sloet *et al.*, 1997 et Dutto *et al.*, 2004). Selon Sloet *et al.* (1997), les boulets postérieurs présentent une hyperextension marquée lors de la montée. Vergari *et al.* (2012) ont montré que la tension sur le fléchisseur superficiel du doigt antérieur droit est augmentée sur la descente par rapport à la montée.

Les ferrures correctrices modifiant l'équilibre dorso-palmaire (plantaire) du pied influencent la locomotion de la même manière que le plan incliné. L'élévation des talons est supposée réduire la tension sur le tendon fléchisseur profond et faciliter le roulement en pince. Elle augmente l'extension métacarpo-phalangienne (Chateau *et al.*, 2004). L'utilisation de talonnettes augmente la flexion maximale des articulations interphalangiennes distale et proximale au cours de l'appui. Lors du décollement des talons, les talonnettes réduisent l'extension de ces articulations. On observe le phénomène inverse lors de l'élévation de la pince (Chateau *et al.*, 2006). Au pas l'élévation des talons augmente la tension sur le tendon fléchisseur superficiel du doigt et sur le ligament suspenseur du boulet. En revanche, l'élévation de la pince diminue ces tensions au pas comme au trot. Le tendon fléchisseur profond est moins sollicité lors de l'élévation des talons. Inversement, l'élévation de la pince augmente la tension sur le perforant (Lawson *et al.*, 2007). D'après Viitanen *et al.* (2003), la modification de l'équilibre sagittal du pied a également des effets sur les structures articulaires. L'élévation des talons provoque une forte augmentation de la pression intra-articulaire de l'articulation inter-phalangienne distale. On observe également un contact osseux des surfaces articulaires en région dorsale de l'articulation. L'élévation de la pince induit une diminution de la pression intra articulaire et un contact des surfaces articulaires en région palmaire de l'articulation.

Cette étude a montré que lors de la montée, le poids du corps est basculé vers l'arrière-main apportant plus de charge sur les postérieurs. Ces derniers génèrent également une propulsion supérieure à celle des antérieurs. Les résultats permettent de faire plusieurs hypothèses :

- la montée augmente les sollicitations sur le tendon fléchisseur profond du doigt et sur la région palmaire de l'articulation interphalangienne distale sur le membre antérieur ;
- cet exercice augmente également les sollicitations sur le tendon fléchisseur profond et en région articulaire palmaire sur les postérieurs. Avec l'augmentation de mise en charge des postérieurs, il est également possible de formuler l'hypothèse que la montée augmente les

sollicitations sur le ligament suspenseur du boulet et le tendon fléchisseur superficiel du doigt sur les postérieurs ;

- la descente augmente, pour les antérieurs comme pour les postérieurs, les sollicitations sur le ligament suspenseur du boulet, le tendon fléchisseur superficiel et elle augmente les contraintes en région dorsale des surfaces articulaires de l'inter-phalangienne distale.

Ces résultats corroborent l'hypothèse de Sloet *et al.* (1997) : l'exercice sur la montée semble bénéfique pour la rééducation des chevaux atteints de tendinite sur les antérieurs. A l'inverse, pour des chevaux atteints d'une tendinite sur les postérieurs, on évitera d'utiliser un sol en montée.

CONCLUSION

Les résultats de cette étude donnent des clés pour une meilleure compréhension des mécanismes de la locomotion du cheval sur le plan incliné et donc une implication dans l'étiologie des lésions, du diagnostic et de la rééducation. Dans cette étude, les effets biomécaniques d'un déplacement sur un plan incliné ont été mesuré sur les antérieurs et sur les postérieurs. Cet exercice peut être utilisé pour accentuer une boiterie antérieure comme une boiterie postérieure. Ces données fournissent des indications précises aux cliniciens, ils peuvent ainsi évaluer les contraintes exercés sur la partie distale des membres lors de ces exercices. Lors de la montée, la propulsion est assurée en majorité par les postérieurs. Lors de la descente, la mise en charge est plus importante pour les antérieurs. Ils assurent le freinage. Le glissement des antérieurs est majoré lors de la descente. Les structures anatomiques distales sont soumises à différentes contraintes : en montée, les antérieurs subissent une mise en tension du tendon perforant, et un contact en région palmaire des surface articulaires distales. Pour les postérieurs, le ligament suspenseur du boulet et le ligament fléchisseur superficiel du doigt sont également mis en tension. Lors de la descente, le tendon fléchisseurs superficiel, le ligament suspenseur du boulet sont fortement sollicités sur les antérieurs. De plus, les surfaces articulaires entrent en contact en région dorsale de l'articulation inter-phalangienne distale. Ces contraintes peuvent être responsables de sollicitations asymétriques des tissus à l'origine d'une aggravation de la symptomatologie de certaines lésions.

CONCLUSION

En conclusion, cette étude apporte des renseignements sur les différentes sollicitations mécaniques s'exerçant sur le pied du cheval lorsque celui-ci se déplace sur un cercle et sur un plan incliné en montée ou en descente. A ce titre, elle permet de proposer des éléments de réflexion objectifs sur l'interprétation anatomo-fonctionnelle de l'étiologie de lésions ostéo-articulaires, ligamentaires et tendineuses du segment digital chez le cheval ainsi que pour l'interprétation plus précise de leurs manifestations cliniques. Elle fournit aux cliniciens des données quantifiées de référence, dans le contexte de l'examen dynamique, pour les aider à interpréter la symptomatologie et à orienter leur démarche diagnostic vers l'origine de la boiterie.

Le cercle sur différents types de sol est un exercice très fréquemment utilisé par les praticiens lors de l'examen locomoteur. Il permet d'accentuer certaines boiteries. En effet, lors de ce déplacement, les contraintes exercées sur le pied sont différentes si le membre est placé à l'intérieur ou à l'extérieur du cercle. La mise en charge du membre est plus importante lorsque le membre est à l'extérieur. Les structures anatomiques distales sont soumises à des mouvements de rotation et de collatémotion : abduction et rotation interne lorsque le membre est à l'intérieur et adduction et rotation externe lorsque le membre est à l'extérieur. Ces mouvements sont responsables de différentes sollicitations des tissus à l'origine de l'évolution de la boiterie sur les différents exercices. De plus, cette étude conforte des connaissances empiriques sur les modifications de la symptomatologie observée en fonction du type de sol. Les forces extra-sagittales et les moments sont diminués sur un sol mou, les chevaux souffrant de lésions de types articulaires distales seront donc plus confortables sur ce type de sol, en revanche, ceux souffrant de lésions tendineuses présenteront une boiterie plus marquée, d'autant plus lorsque le membre est à l'extérieur du cercle.

Le plan incliné est un exercice qui n'est pas utilisé de façon systématique lors des examens locomoteurs, mais il peut être utile pour certaines boiteries. Lors de la montée, la propulsion est assurée en majorité par les postérieurs. Lors de la descente, les antérieurs supportent davantage de charge que lors de la montée. Le freinage est assuré majoritairement par les antérieurs et le glissement des antérieurs est accentué. Ces données permettent d'étayer les hypothèses selon lesquelles les structures anatomiques distales soient soumises à des contraintes différentes en montée et en descente. En montée, la tension du tendon fléchisseur profond du doigt antérieur et celle du ligament suspenseur du boulet postérieur et du tendon fléchisseur superficiel du doigt postérieur seraient exacerbées. Lors de la descente, le tendon fléchisseur superficiel et le ligament suspenseur du boulet seraient fortement sollicités sur les antérieurs. Des contraintes extrasagittales

(moments générant des mouvements d'adduction et de rotation externe) seraient également accentuées sur les antérieurs, lors de la descente.

D'une façon générale, cette étude illustre l'importance quantitative et fonctionnelle des contraintes exercées sur le pied du cheval lors de ces exercices.

BIBLIOGRAPHIE

- Adams O.R (2005), Les boiteries du cheval, 3st ed., Ed. Maloine, Paris, 65-95.
- Audigé F, Pourcelot P, Degueurce C, Denoix JM, Geiger D, (1997), Kinematic Symmetry Index : a method for quantifying the horse locomotion symmetry using kinematic data, *Vet. Res*, **28**, 525-538.
- Audigé F, Pourcelot P, Degueurce C, Geiger D, Denoix JM, (2001), Kinematic analysis of the symmetry of limb movements in lame trotting horses, *Equine Vet. J. Suppl*, **33**, 128-134.
- Audigé F, Pourcelot P, Degueurce C, Geiger D, Denoix JM, (2002), Fourier analysis of trunk displacements : a method to identify the lame limb in trotting horses, *J. Biomechanics*, **35**, 1173-1182.
- Back W, Barneveld A, van Weeren PR, van den Bogert AJ (1993), Kinematic gait analysis in equine carpal lameness, *Acta anatomica*, **146**, 86-89.
- Back W, Schamhardt HC, Hartman W, Barneveld A, (1995), Kinematic differences between the distal portions of the forelimbs and hindlimbs of horses at the trot, *Am. J. Vet. Res*, **56**, 1522-1528.
- Back W, (2001), Intra-limb coordination: the forelimb and the hindlimb, *in: Back et Clayton, Equine Locomotion*, 1st ed., W.B SAUNDERS, 95-133.
- Barone R (2010), Anatomie comparée des mammifères domestiques, Tome 2 arthrologie et myologie, 4^{ème} Ed, Vigot, Paris, 1021.
- Baxter GM (2011), Adams and Stashak's Lameness in horses, 6th ed., Willey-Blackwell, 1272.
- Baxter G et Stashak TS (2011), Examination for lameness, *in: Baxter, Adams and Stashak's Lameness in horses*, 6th ed., Willey-Blackwell, 109-205;
- Brocklehurst C, Weller R, Pfau T, (2013), Effect of turn on body lean angle in the horse in trot and canter. *Veterinary J*,
- Buchner HH, Savelberg HH, Schamhardt HC, Barneveld A (1996a), Limb movement adaptations in horses with experimentally induced fore-or hindlimb lameness, *Equine Vet. J.*, **28**, 63-70.
- Buchner HH, Savelberg HH, Schamhardt HC, Barneveld A, (1996b), Head and trunk movement adaptations in horses with experimentally induced fore or hindlimb lameness, *Equine Vet. J.* **28**, 71-76.
- Buchner HH, (2001), Gait Adaptation in lameness, *in: Back et Clayton, Equine Locomotion*, 1st ed., W.B SAUNDERS, 251-279.

- Chang YH, Kram R, (2007), Limitations to maximum running speed on flat curves, *Journal of Experimental Biology*, **210**, 971-982.
- Chateau H, Degueurce C, Denoix JM, (2004), Effects of 6° elevation of the heels on 3D kinematics of the distal portion of the forelimb in the walking horse, *Equine Vet. J.*, **36**, 649-654.
- Chateau H, Degueurce C, Denoix JM, (2005), Three-dimensional kinematics of the equine distal forelimb: effects of a sharp turn at the walk, *Equine Vet. J.*, **37**, 12-18.
- Chateau H, Degueurce C, Denoix JM, (2006), Three-dimensional kinematics of the distal forelimb in horses trotting on a treadmill and effects of elevation of heel and toe, *Equine Vet.J.*, **38**, 164-169.
- Chateau H, Robin D, Simonelli T, Pacquet L, Pourcelot P, Falala S, Denoix J.M, Crevier-Denoix N, (2009a). Design and validation of a dynamometric horseshoe for the measurement of three-dimensional ground reaction force on a moving horse, *J. Biomechanics*, **42**, 336–340.
- Chateau H, Robin D, Pourcelot P, Falala S, Holden L, Estoup P et al. (2009b) La biomécanique du pied du cheval, *Pratique Vétérinaire Equine*, **163**, 7-15.
- Chateau H, Robin D, Pourcelot P, Falala S, Valette JP, Ravary B, et al., (2009c) Effect of a synthetic all weather track versus a crushed sand track on 3D acceleration of the front hoof in three horses trotting at high speed, *Equine Vet. J.*, **41**, 247-251.
- Chateau H, Holden L, Robin D, Falala S, Pourcelot P, Estoup P, et al. (2010), Biomechanical analysis of hoof landing and stride parameters in harness trotter horses running on different tracks of a sand beach (from wet to dry) and on an asphalt road, *Equine Vet J*, **42**, 488-495.
- Clayton HM, Schamhardt HC, Willemen MA, Lanovaz JL, Colborne GR (2000), Kinematics and ground reaction forces in horses with superficial digital flexor tendinitis, *Am. J. Vet. Res.* **61**, 191-196.
- Clayton H.M et H; Schamhardt (2001), Measurement techniques for gait analysis *in: Back et Clayton, Equine Locomotion*, 1st ed, W.B Saunders, 55-76.
- Clayton HM, Sha DH (2006), Head and body center of mass movement in horses trotting on a circular path, *Equine Vet. J. Suppl.*, **36**, 462-467.
- Crevier-Denoix N, Robin D, Pourcelot P, Ravary B, Falala S et al., (2009), Le projet SEQUISOL : Évaluation biomécanique de l'effet des sols équestres sur l'appareil locomoteur du cheval, *Bull. Acad. Vét. France*, **162**, 133-143.
- Crevier-Denoix N, Pourcelot P, Ravary B, Robin D, Falala S, Uzek S, et al. (2010a), Influence of track surface on the equine superficial digital flexor tendon loading in two horses at high speed trot, *Equine Vet. J.*, **41**, 257-261.
- Crevier-Denoix N, Robin D, Pourcelot P, Falala S, Holden L, Estoup P et al. (2010b), Ground reaction force and kinematic analysis of limb loading on two different beach sand tracks in harness trotters, *Equine Vet J*, **42**, 544-551.

- Davies M.S, Merrit S., Thomason J., (2007); Biomechanics of the equine foot, *in: Floyd E; Mansmann A, Equine Podiatry*, 42-56.
- Denoix J-M. (1992), Approche sémiologique des boiteries chez le cheval : premières étapes, *Le Point Vétérinaire*, **142**, 15-27.
- Denoix J-M. (1999), Functional anatomy of the equine interphalangeal joints, *Proceedings of American Association of Equine Practitioners*, Albuquerque, New Mexico, 174-177.
- Dutto DJ, Hoyt DF, Cogger EA, Wickler SJ (2004), Ground reaction forces in horses trotting up an incline and on the level over a range of speeds, *J. Exp. Biology*, **207**, 3507-3514.
- Dyson S, Marks D (2003), Foot pain and the elusive diagnosis, *Vet clin. Equine*, **19**, 531-565.
- Dyson S, Murray R, Schramme et Banch M, (2004), Collateral desmitis of the distal interphalangeal joint in 18 horses (2001-2002), *Equine Vet. J.*, **36**, 160-166.
- Dyson S.J, Genovese R.L (2010), The suspensory apparatus *in: Ross W, Dyson J, Diagnosis and Management of lameness in the horse*, 2nd ed., W.B Saunders, 738-760.
- Glaister BC, Orendurff MS, Schoen JA, Bernatz GC, Klute GK, (2007), Rotating horizontal ground reaction forces to the body path of progression, *J. Biomechanics*, **40**, 3527-3532.
- Glaister BC, Orendurff MS, Schoen JA, Bernatz GC, Klute GK, (2008) Ground reaction forces and impulse during a transient turning maneuver, *J. Biomechanics*, **41**, 3090-3093.
- Heaps LA, Franklin SH, Colborne GR, (2011), Horizontal moment around the hoof centre of pressure during walking on right and left circles, *Equine Vet. J.*, **43**, 190-195.
- Hobbs SJ, Licka T, Polman R, (2011), The difference in kinematics of horse walking, trotting and cantering on a flat and banked 10 m circle, *Equine Vet. J.*, **43**, 686-694.
- Holden-Douilly L, Pourcelot P, Desquilbet L, Falala S, Crevier-Denoix N, Chateau H (2013), Equine hoof slip distance during trot at training speed: Comparison between kinematic and accelerometric measurement techniques, *Vet. Journal*, **197**, 198-204.
- Hoyt F, Wickler S, Cogger E, (2000), Time of contact and step length: the effect of limb length, running speed, load carrying and incline, *J. Exp. Biol*, **203**, 221-227.
- Hoyt DF, Molinar M, Wickler SJ ; Cogger EA, (2002), Effect of trotting speed, load and incline on hindlimb stance phase kinematics, *Equine Vet. J. Suppl.*, **34**, 330-336.
- Keegan KG, WilsonDJ, WilsonDA, Frankeny RL, LochWE, Smith B, (1997), Effects of anesthesia of the palmar digital nerves on kinematic gait analysis in horses with and without navicular disease, *Am. J. Vet. Res.*, **58**, 218-223.
- Keegan KG, Wilson DA, Wilson DJ, Smith B, Gaughan EM, Pleasant RS, Lillich JD, Kramer J, Howard RD, et al., (1998). Evaluation of mild lameness in horses trotting on a treadmill by

clinicians and interns or residents and correlation of their assessments with kinematic gait analysis, *Am. J. Vet. Res.*, **11**, 1370-7.

Lawson E.M, Chateau H, Pourcelot P, Denoix J.M, Crevier-Denoix N, (2007) Effect of toe and heel elevation on calculated tendon strains in the horse and the influence of the proximal interphalangeal joint, *J. Anat.*, **210**, 583-591.

McDiarmid AM (1998), Distal interphalangeal joint lameness in a horse associated with damage to the insertion of the lateral collateral ligament. *Equine Veterinary Education*, **10**, 114-118.

Mc Guigan MP, Wilson AM, (2003), The effect of gait and digital flexor muscle activation on limb compliance in the forelimb of the horse *Equus caballus*, *J. Exp. Biol*, **206**, 1325-1336.

Merkens HW, Schamhardt HC (1988a), Evaluation of equine locomotion during different degrees of experimentally induced lameness. I: Lameness model and quantification of ground reaction force pattern of the limbs, *Equine Vet. J. Suppl.*, **6**, 99-106.

Merkens HW, Schamhardt HC (1988b), Evaluation of equine locomotion during different degrees of experimentally induced lameness. II: Distribution of ground reaction force patterns of the concurrently loaded limbs, *Equine Vet. J. Suppl.*, **6**, 107-112.

Merkens HW, Schamhardt HC, Van Osch GJ, Van den Bogert AJ (1993), Ground reaction force patterns of Dutch warmblood horses at normal trot, *Equine Vet. J.*, **25**, 134-137.

Morris EA et Seeherman HJ (1986), Redistribution of ground reaction force in experimentally induced carpal lameness, *in: Exercice Physiology 2*, Proceedings of the second International Conference on Equine Exercice Physiology, San Diego, California, 553-563.

Noble P, Collin B, Denoix J.M, Serteyn D, (2011). L'étude des contraintes mécaniques locomotrices chez le cheval, *Ann. Med Vet.*, **155**, 77-82.

Orendurff MS, Segal AD, Berge JS, Flick KC, Spanier D, Klute GK, (2006), The kinematics and kinetics of turning: limb asymmetries associated with walking a circular path, *Gait and Posture*, **23**, 106-111.

Pardoe C, McGuigan M, Rogers K, Rowe L; Wilson A, (2001), The effect of shoe material on the kinetics and kinematics of foot slip at impact on concrete; *Equine Vet. J. Suppl*, **33**, 70-73.

Parsons KJ, Pfau T, Ferrari M, Wilson AM, (2008), High speed gallop locomotion in the Thoroughbred racehorse. II. The effect of incline on center of mass movement and mechanical energy fluctuation, *J. Exp. Biol*, **211**, 945-956.

Parsons KJ, Spence AJ, Morgan R, Thompson JA, Wilson AM, (2011), High speed field kinematics of foot contact in elite galloping horses in training, *Equine Vet. J.*, **43**, 216-222.

Pourcelot P, Defontaine M, Ravary B, Lematre M, Crevier-Denoix N (2005), A non-invasive method of tendon measurement, *J. Biomechanics*, **38**, 2124-2129.

- Ratzlaff MH, Grant BD, Adrian M (1982), Quantitative evaluation of equine carpal lameness, *J. Equine Vet. Sci.*, **2**, 78-88.
- Ratzlaff MH, Hyde ML, Grant BD, Balch O, Wilson PD, (1990), Measurement of vertical forces and temporal components of the strides of galloping horses using instrumented shoes, *J. Equine Vet. Sci.* **10**, 23-25
- Riemersma D, Van den Bogert J, Jansen M, Schamhardt H, (1996) Influence of shoeing on ground reaction forces and tendon strains in the forelimbs of ponies, *Equine Vet. J.*, **28**, 126-132.
- Robert C, Valette JP, Denoix JMD, The effects of treadmill inclination and speed on the activity of two hindlimb muscles in the trotting horse, *Equine Vet. J.*, **32**, 312-317.
- Robin D, Chateau H, Pacquet L, Falala S, Valette JP, Pourelot P et al., (2009), Use of a 3D dynamometric horseshoe to assess the effects of an all-weather waxed track and a crushed sand track at high speed trot : Preliminary study, *Equine Vet. J.*, **41**, 253-256.
- Roepstorff L, Drevemo S, (1993) Concept of a force-measuring horseshoe, *Acta Anat.* **146**, 114-119.
- Rooney R, (2007), Functionnal anatomy of the foot in *Floyd E et Mansmann A, Equine Podiatry*, 57-73.
- Rose R.J. (1996), Navicular disease in the horse, *J. Equine Vet. Sci.*, **16**, 18-24.
- Ross W et Dyson SJ, (2010a), Diagnosis and management of lameness in the horse, 2nd Ed, W/B Saunders, 1168.
- Ross W, (2010b), Lameness Examination: Historical Perspective in: *Ross W, Dyson J, Diagnosis and Management of lameness in the horse*, 2nd Ed., W.B Saunders, 1-2.
- Ross W, (2010c), Anamnesis, in: *Ross W, Dyson J, Diagnosis and Management of lameness in the horse*, 2nd Ed., W.B Saunders,
- Ross W, (2010d), Palpation in: *Ross W, Dyson J, Diagnosis and Management of lameness in the horse*, 2nd Ed, W.B Saunders, 43-63.
- Ross W, (2010e), Movement in: *Ross W, Dyson J, Diagnosis and Management of lameness in the horse*, 2nd Ed, W.B Saunders, 64-80.
- Sloet Van OO, Barneveld A, Schamhardt HC (1997), Effects of treadmill inclinasion on kinematics of the trot in Dutch Warmblood horses, *Equine Vet. J. Suppl.*, **23**, 71-75.
- Starke S.D., Willems E., May S.A., Pfau T, (2012). Vertical head and trunk movement adaptations of sound horses trotting in a circle on a hard surface. *Vet. J.*, **193**, 73-80.
- Stashak TS (1987), Diagnosis of lameness in *Adams's lameness in horses*, 4th Ed, Philadelphia, 840-877.

- Stashak TS, (2002), *Lameness in Adam's Lameness in horses*, 5ème Ed, Troy et D Battaglia, Lippincott, Williams et Wilkins, Philadelphia, 645-1074.
- Strike SC, Taylor JD, (2009), The temporal-spatial and ground reaction impulses of turning gait : is turning symmetrical?, *Gait and Posture*, **29**, 597-602.
- Swanson TD, (1988), Degenerative disease of the proximal interphalangeal (pastern) joint in performance horses. In : *Proceedings of the American Association of Equine Practitioners* **34**, San Diego, Californie, 393-397.
- Takahashi T, Kai M, Hada T, Eto D, Muka K, Ishida N, (2002), Biomechanical implications of uphill training on the aetiology of tendinitis, *Equine Vet. J. Suppl*, **34**, 353-358.
- Takahashi T, Kasashila Y, Mukai K, Hiraga A (2006) Effect of uphill exercise on equine superficial digital flexor tendon forces at trot and canter, *Equine Vet. J. Suppl*. **36**, 435-439.
- Van Weeren, (2001), History of Locomotor Research in: *Back et Clayton, Equine Locomotion*, 1st ed, W.B Saunders.
- Vergari C, Pourcelot P, Ravary-Plumiöen B, Camus M, Holden-Douilly L, Falala S et al. (2012), Equine superficial digital flexor tendon force and axial speed of sound : a calibration method under clinical conditions, *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin*, **15 Suppl 1**, 12-13.
- Viitanen MJ, Wilson AM, Mc Guigan HP, Rogers KD, May SA, (2003), Effect of foot balance on the intra-articular pressure in the distal interphalangeal joint in vitro, *Equine Vet. J.*, **35**, 184-189.
- Weishaupt MA, Hogg HP, Wiestner T, Denoth J, Stüssi E, Auer JA, (2002), Instrumented treadmill for measuring vertical ground reaction forces in horses, *Am. J. Vet. Res.* **63**, 520-527.
- Weishaupt MA, Wiestner T, Hogg HP, Jordan P, Auer JA (2004), Compensatory load redistribution of horses with induced weight-bearing hindlimb lameness trotting on a treadmill, *Equine Vet. J.*, **36**, 727-733.
- Weishaupt MA, Wiestner T, Hogg HP, Jordan P, Auer JA (2006), Compensatory load redistribution of horses with induced weight-bearing forelimb lameness trotting on a treadmill, *Vet. J.*, **171**, 135-146.
- Wickler S, Hoyt D, Cogger E, Hirschbein M, (2000), Preferred speed and cost of transport: the effect of incline, *J. Exp. Biol.*, **203**, 2195-2200.
- Wilson AM, Seeling TJ, Shield RA, Silverman BW, (1998), The effect of foot imbalance on point of force application in the horse, *Equine Vet. J.*, **30**, 540-545.

ÉTUDE CINÉTIQUE DE L'EXAMEN LOCOMOTEUR DU CHEVAL : QUANTIFICATION DES FORCES ET DES MOMENTS EXERCÉS SUR LE PIED LORS DU DÉPLACEMENT SUR LE CERCLE ET SUR UN PLAN INCLINÉ

NOM et Prénom : LE PLEY Justine

RESUMÉ

Le déplacement sur un cercle ou sur un plan incliné sont des exercices couramment réalisés lors de l'examen locomoteur du cheval. Or, les connaissances biomécaniques sont encore parcellaires sur ce type d'exercices. L'objectif de cette étude est de fournir aux cliniciens des données quantifiées de référence afin d'apporter une meilleure compréhension anatomo-fonctionnelle et une interprétation plus précise des manifestations cliniques.

Les chevaux étudiés (six sur le cercle et cinq sur le plan incliné) ont été équipés d'un fer à capteurs de force et d'un accéléromètre afin de mesurer la force exercée par le pied sur le sol lors de l'appui ainsi que les moments autour de l'axe longitudinal, transversal et vertical, lors du déplacement sur un cercle (sur un sol dur et sur un sol souple) et sur le plan incliné (en montée et en descente).

Les résultats montrent que, sur le cercle, la force transversale et les moments extrasagittaux (générant des contraintes en collatéromotion et rotation axiale) sont de forte amplitude et inversés en fonction de la position du membre (à l'intérieur ou à l'extérieur du cercle). Un sol souple atténue très significativement ces contraintes. Cette étude démontre par ailleurs que la force verticale exercée sur le membre est plus importante lorsque celui-ci est placé à l'extérieur. Lors du déplacement sur un plan incliné, la répartition du poids du corps est modifiée. Les postérieurs subissent, lors de la montée, une mise en charge plus importante ainsi qu'une augmentation des forces de propulsion. En revanche, en descente, le poids du corps est basculé vers l'avant-main générant une augmentation de la force verticale et des forces de freinage sur les antérieurs.

Ces résultats fournissent des éléments de réflexion objectifs sur l'interprétation anatomo-fonctionnelle de l'étiologie de lésions ostéo-articulaires, ligamentaires et tendineuses du segment digital chez le cheval ainsi que sur l'interprétation plus précise de leurs manifestations cliniques.

Mots-clés : ANATOMIE FONCTIONNELLE, APPAREIL LOCOMOTEUR, BIOMECHANIQUE, CINÉTIQUE, CERCLE, PLAN INCLINÉ, ÉQUIDÉ, CHEVAL.

JURY:

Président : Pr.

Directeur : Dr. Henry CHATEAU

Assesseur : Pr. Fabrice AUDIGIÉ

**KINETIC STUDY OF LAMENESS EXAMINATION IN SOUND HORSE :
QUANTIFICATION OF GROUND REACTION FORCE AND MOMENTS APPLIED ON
THE FOOT DURING CIRCLING AND TROTting ON AN INCLINE**

NAME and Surname : LE PLEY Justine

SUMMARY :

Circling and trotting on an incline are frequently used exercises during the clinical examination of lame horses. However biomechanical knowledge remains sparse for a complete understanding of the effects of those exercises on the locomotor apparatus. The purpose of this study was to give biomechanical keys to the clinicians for a better understanding and interpretation of the clinical signs observed when horses are trotting on a circle or on an incline.

Horses (six for circling and five for incline) were equipped with a dynamometric horseshoe and an accelerometer to measure the ground reaction force and moments around the longitudinal, transversal and vertical axis, during circling (on a hard or soft surface) and trotting uphill and downhill.

The results demonstrate that on a circle, the vertical loading of the limb is increased when the limb is outside the circle. Transversal force and extrasagittal moments (generating collateromotion and axial rotation) were strong and opposite depending on the position of the limb (outside or inside the circle). On a softer ground, these extra-sagittal forces and moments were strongly decreased. On an uphill incline, maximal vertical force and propulsive forces were increased in the hindlimbs whereas on a downhill incline, maximal vertical force and braking forces were increased in the frontlimb.

These results provide objective data for a better understanding of the aetiology of distal limb injuries and give key to clinicians for a better interpretation of clinical signs during locomotor examination in the lame horse.

Key-words: FUNCTIONAL ANATOMY, LOCOMOTOR APPARATUS, BIOMECHANIC, KINETIC, CIRCLE, INCLINE, EQUINE, HORSE.

JURY:

President : Pr.

Director : Dr. Henry CHATEAU

Assessor : Pr. Fabrice AUDIGIÉ