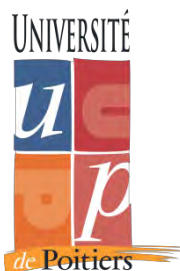




Faculté de Médecine et de Pharmacie



Université de Poitiers

Master 2ème année

Sciences, Technologie, Santé

Mention : STAPS

Spécialité : Ingénierie de la Rééducation, du Handicap et de la Performance Motrice

Année universitaire : 2010/2011

Etude d'un nouveau dispositif modulaire d'adaptation de la selle d'équitation aux personnes présentant des troubles moteurs.

Soutenu le 19 Juin 2012 par **Hélène CASAL**

Tuteur de stage :

SCHAFF Jean-Louis

Directeur

Centre équestre de Grand Poitiers

Référent CAIPS

DEBRIL Jean-François

Ingénieur

CAIPS

Référent universitaire :

LACOUTURE Patrick

PR

Faculté des Sciences du Sport

Composition du jury :

LACOUTURE Patrick

PR

Faculté des Sciences du Sport

ALBINET Cédric

MCF

Faculté des Sciences du Sport

DUGUE Benoît

PR

Faculté des Sciences du Sport

SOMMAIRE

Introduction.....	3
I- Revue de littérature.....	4
1. Posture et équilibre en équitation : cas des cavaliers valides.....	4
1.1. Posture de référence.....	4
1.2. Maintien postural en condition dynamique	12
2. Déficit du contrôle postural et implications en équitation	20
3. Problématique et objectifs de l'étude.....	22
II- Matériel et méthode	24
1. Etude 1 : analyse biomécanique de l'équilibre	24
1.1. Participants à l'étude	24
1.2. Matériel ou stimuli.....	25
1.3. Equipement.....	26
1.4. Procédure	32
2. Etude 2 : analyse des apprentissages	33
2.1. Participants à l'étude	33
2.2. Matériel ou stimuli.....	34
2.3. Equipement.....	34
2.4. Procédure	35
3. Etude 3 : analyse de l'état émotionnel	36
3.1. Participants à l'étude	36
3.2. Equipement et procédure	36
4. Etude 4 : enquête de satisfaction.....	37
4.1. Population cible	37
4.2. Equipement et procédure	37
5. Articulation des quatre études au sein du protocole global	38

	2
III- Résultats	39
1. Analyse des erreurs liées à l'étude biomécanique	39
1.1. Erreurs expérimentales	40
1.2. Erreurs instrumentales	43
1.3. Conclusion sur les erreurs de l'étude biomécanique	45
2. Etude 1 : analyse biomécanique de l'équilibre	45
2.1. Catégorie posturale 0	45
2.2. Catégorie posturale 2	45
2.3. Catégorie posturale 4	50
3. Etude 2 : impact sur les apprentissages.....	51
4. Etude 3 : impact sur le ressenti	53
5. Etude 4 : enquête de satisfaction.....	54
6. Corrélation inter-études	54
IV- Discussion	55
1. Apports et limites du prototype.....	55
1.1. Interprétation des résultats de l'étude 1	55
1.2. Interprétation des résultats de l'étude 2	58
1.3. Interprétation des résultats des études 3 et 4	59
1.4. Corrélation entre les différentes études et conclusion	59
2. Détermination des caractéristiques définitives du dispositif	60
2.1. De la version initiale à la version intermédiaire	60
2.2. Prévisions pour la version finale	62
V- Conclusion	64
Bibliographie.....	65
Annexes.....	68

INTRODUCTION

L'homme est un bipède dont la posture fondamentale est la station debout en appui sur les pieds, le bassin et le tronc en équilibre au dessus des membres inférieurs. Les mécanismes de contrôle postural sont organisés en ce sens. Pour pratiquer l'équitation, l'homme se positionne à califourchon sur un cheval, en appui sur son bassin. Le maintien de cette posture sur un support animé de mouvements indépendants (le cheval) implique des adaptations anatomiques, biomécaniques et psychologiques. Ces adaptations sont d'autant plus difficiles à mettre en œuvre si l'individu présente une altération du contrôle postural. Pourtant, de plus en plus de personnes en situation de handicap pratiquent l'équitation. La majorité d'entre elles rencontrent des difficultés pour pratiquer ce sport du fait de l'absence de matériel adapté à leurs pathologies, et principalement celles provenant d'un déficit d'équilibration. Partant de ce constat, l'Institut Français du Cheval et de l'Equitation (IFCE), l'Ecole Nationale d'Equitation (ENE) et le Centre d'Analyse d'Images et de la Performance Sportive (CAIPS) ont conjointement développé un dispositif adaptable sur la selle d'équitation.

L'objectif de cette étude est d'évaluer l'impact de ces modules sur la pratique équestre, notamment vis-à-vis de la principale problématique que rencontrent les personnes en situation de handicap : l'équilibration. Nous cherchons également à vérifier l'adéquation de ce nouveau matériel avec les besoins et les attentes des professionnels, afin de valider le dispositif. A l'issue de cette étude, l'analyse des résultats doit permettre d'affirmer le profil final des modules en vue de leur commercialisation.

Le début de ce travail est consacré à une revue de littérature portant sur les principales notions liées au contrôle postural, et plus particulièrement dans le cadre de la pratique de l'équitation. Puis, nous présenterons les travaux portant sur les déficits du contrôle postural tout en mettant en lumière leur implication pour la pratique de l'équitation. Ceci nous conduit à préciser la problématique du travail conduit au cours du stage. La fin du mémoire présente le protocole expérimental mis en œuvre.

I- REVUE DE LITTÉRATURE

1. POSTURE ET EQUILIBRE EN EQUITATION : CAS DES CAVALIERS VALIDES

1.1. POSTURE DE REFERENCE

L'équitation se définit comme l'action et l'art de monter à cheval. C'est à la fois un sport, un loisir et un art où deux espèces biologiques différentes, l'être humain et l'équidé, sont réunies en tant que partenaires. Selon Eric Favory (2011, p.26), monter à cheval c'est :

- « *s'adapter à un support animé de mouvements dans les trois dimensions et en déplacement dans l'espace ;*
- *Garder la maîtrise des aides (qui donnent les indications au cheval) : mains, assiette (siège), jambes en les maintenant en place au contact du cheval, sans prise de force sur ces appuis pour se maintenir ;*
- *Rester en prise d'information pour s'orienter dans l'espace et maintenir son équilibre »*

A ce titre, l'équitation est un sport de communication et d'équilibre. Il regroupe un grand nombre d'activités diverses comme le spectacle, l'attelage, le dressage ou encore le saut d'obstacle. Dans ce travail, nous considérons l'équitation en tant que pratique sportive où le couple cavalier-cheval évolue aux trois allures (pas, trot et galop) sur un terrain dépourvu d'obstacle. Il s'agit du type d'activité à la base de toutes les autres activités équestres montées. Pour cette activité, le cavalier conserve à chaque instant la même posture de référence que nous allons maintenant détailler.

1.1.1. DESCRIPTION ET ENJEUX EQUESTRES

Une posture se définit comme « *la position relative des pièces du squelette qui se disposent suivant une attitude d'ensemble* » (Bouisset & Maton, 1999). Elle a pour rôle de stabiliser l'individu dans un état d'équilibre mais également d'orienter les différents segments du corps en vue de la réalisation d'une action. En équitation, elle a pour but de placer le cavalier de telle sorte qu'il soit lié aux mouvements de sa monture et qu'il puisse, avec un minimum d'effort et un maximum d'efficacité, lui faire exécuter tous les mouvements voulus. Elle est décrite (figure 1) par les différents manuels équestres, dont celui de Malen et al. (1994), comme il suit :

- « *La tête doit être droite, dégagée des épaules et le regard porté au loin ;*
- *Les épaules doivent être effacées et également tombantes, les bras demi-ployés, les coudes près du corps, le poignet à hauteur du coude et les mains dans le prolongement de l'avant-bras avec le pouce en-dessus ;*
- *Le haut du corps doit être droit ;*

- *Le poids du corps doit être réparti également sur les deux fesses de par et d'autre de la ligne médiane de la selle, le rein¹ doit être souple ;*
- *Les cuisses tournées sur leur plat, ne s'allongeant que sous l'effet de leur propre poids et de celui des jambes, le pli du genou liant, les jambes libres et tombant naturellement, les mollets en contact avec le cheval sans le serrer ».*

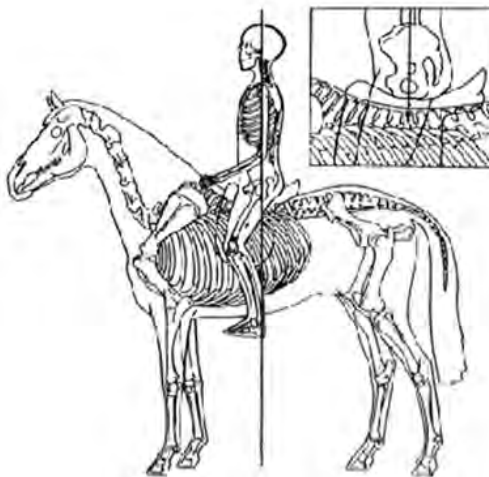


Figure n°1 : Posture du cavalier (Von Dietze, 2005).

Si la posture du cavalier est si bien spécifiée et codifiée c'est parce qu'elle est le support unique de la communication cavalier-cheval. En effet, le cavalier fait exécuter à sa monture les mouvements voulus en utilisant ses aides : ses mains (incluant l'ensemble des deux membres supérieurs), ses jambes (incluant l'ensemble des deux membres inférieurs) et les pesées d'assiette (c'est-à-dire la répartition du poids du corps sur ses appuis). Dès lors, chacune de ces régions anatomiques doit être dédiée à la communication et non pas au seul maintien de l'équilibre. Ce dernier est rendu possible grâce à l'assiette, qualité du cavalier qui *« permet de rester maître de son équilibre en toute circonstances quelles que soient les réactions du cheval »* (Humbert, 2000). C'est elle qui assure la liaison du couple cavalier-cheval grâce au synchronisme du bassin avec les mouvements du cheval. Concrètement, la seule partie mobile du cavalier est le bassin, les autres régions anatomiques recherchant la plus grande stabilité possible nécessaire à une communication de qualité (Favory, 2011 ; Henry, 2011).

Nous allons maintenant essayer de comprendre le pourquoi de cette posture d'un point de vue mécanique puis anatomique.

¹ Le rein est une entité équestre qui correspond anatomiquement aux dernières vertèbres dorsales, aux vertèbres lombaires, au sacrum et au bassin (Humbert, 2000).

1.1.2. CARACTERISTIQUES MECANQUES DE LA POSTURE D'EQUILIBRE

1.1.2.1. PRE-REQUIS

Tout d'abord, rappelons les principales notions mécaniques qui sous-tendent un état d'équilibre. Le corps humain est un système poly-articulé. A chacun de ces segments sont affectés une masse et un Centre de Gravité (CG). La masse du corps humain dans son ensemble est la somme des masses relatives de chaque segment, et son CG total (noté CG_t dans ce travail) correspond au barycentre des CG des différents segments corporels. Ce système poly-articulé est à l'état d'équilibre s'il est soumis à des forces égales et contraires qui s'annulent (équilibre dit de translation), mais aussi à un moment de forces résultant nul (équilibre dit de rotation).

Dans le cas le plus simple, le système de forces appliquées se réduit au poids total du corps, appliqué au CG_t , et à la force de réaction de l'appui du solide, appliquée au centre des pressions de la surface de sustentation. La surface de sustentation est définie par la surface de contact du sujet avec son support ainsi que par l'espace pouvant séparer ces appuis. L'état d'équilibre n'est possible que si ces deux forces sont colinéaires, c'est-à-dire égales, opposées et leur point d'application situés sur la même verticale pour obtenir l'équilibre de rotation. Cette verticale est appelée ligne de gravité ou verticale gravitaire. Elle est la verticale descendante passant par le CG_t et le centre des pressions. L'équilibre est, ici, essentiellement permis par le jeu des forces physiques et nécessite un minimum d'effort musculaire (Bouisset, 2002).

Dans le cas où une ou plusieurs autres forces sont appliquées au système, celles-ci devront être équilibrées par une ou plusieurs forces compensatrices (Bouisset et al., 1999). En effet, si la verticale gravitaire passe en-dehors de la surface de sustentation, les deux forces ne sont plus colinéaires, l'état d'équilibre, ici de rotation, est rompu et le sujet tombe. Dans ce cas, le plus habituel, des forces d'origines musculaires ou ligamentaires sont mises en jeu.

La stabilité d'une posture est donc influencée par quatre facteurs (Amblard, 1998 ; Bouisset et al., 1999 ; Horak, 1987) :

- La masse du sujet ;
- La hauteur du CG_t , puisqu'elle influence le moment du poids (modification du bras de levier) ;
- La position de la verticale gravitaire, qui ne doit pas se situer en-dehors de la surface de sustentation ;
- La taille de la surface de sustentation : plus elle est importante et plus l'individu a de la latitude pour conserver la ligne de gravité dans ses limites.

Il est important de noter que parmi ces facteurs, les deux derniers sont dépendants des caractéristiques des appuis du sujet et eux-mêmes sous l'influence des caractéristiques du support d'appui du sujet.

1.1.2.2. APPLICATION

En position de référence équestre, le cavalier est assis sur le rachis de sa monture au niveau de la 10^{ème} jusqu'à la 13^{ème} vertèbre thoracique. A ce niveau, on peut considérer le thorax du cheval comme un cylindre de diamètre variable selon la stature du cheval. La selle d'équitation (figure 2) constitue l'interface entre le cavalier et sa monture. Elle permet :

- De répartir les pressions du poids du cavalier sur le dos du cheval ;
- D'atténuer la forme cylindrique du cheval en offrant un siège plan et donc une meilleure surface d'appui qui la rend plus confortable ;
- De corriger, par la matelassure, l'inclinaison (liée au dos du cheval) et donc de permettre une meilleure répartition des appuis sur la selle et la verticalisation du cavalier.

A ce titre, on peut considérer la selle comme un élément majeur pour la stabilisation du sujet puisque c'est à partir d'elle que se construit et se maintient l'équilibre.



Figure n°2 : selle d'équitation et place anatomique (Von Dietze, 2005).

La surface d'appui de l'individu correspond aux ischions en arrière, au pubis en avant et aux cuisses jusqu'aux genoux. Dans la position équestre de référence, la répartition des pressions (figure 3) est hétérogène : elle est maximale au niveau des ischions et minimale au niveau des cuisses (Clayton et al., 2011). Le Centre de Pression (CP) se situe alors approximativement au milieu de l'assise de la selle dans les plans antéropostérieur et latéral (Clayton et al., 2011 ; De Cocq et al., 2009 ; Janura et al., 2009 ; Winkelmayr et al., 2006).

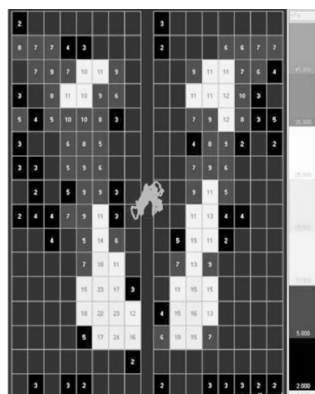


Figure n°3 : Répartition des pressions et centre de pression chez un cavalier expert (Clayton et al., 2011) – Le code couleur des valeurs de pression est présenté par la légende à la droite de la figure ; l'avant de la selle se situe en haut, l'arrière en bas.

Dans ce cas, la surface de sustentation est totalement confondue à la surface d'appui. Son centre géométrique correspond approximativement au milieu de l'assise de la selle dans les plans antéropostérieur et latéral.

Le CG_t du cavalier se situe, puisqu'il est assis, au niveau de l'appendice xiphoïde du sternum soit à 66% de la hauteur totale entre le sommet du crâne et la surface d'appui. La descente de jambes, un des premiers enseignements équestre², permet d'abaisser le CG_t et, ainsi, de favoriser la stabilité du cavalier. Selon Quinn et al. (1996), l'angle tronc-cuisse généralement observé chez les cavaliers experts est de $120 \pm 5^\circ$. Teyssandier et al. (1991) soulignent que cette valeur peut largement excéder les 135° en dressage, activité où la stabilité du cavalier doit être la plus importante possible. Nous pouvons donc en conclure que la meilleure stabilité est obtenue pour un angle tronc-cuisse supérieur à 135° .

Nous l'avons vu, un état d'équilibre n'est possible que si la ligne de gravité, issue du CG_t , passe dans les limites de la surface de sustentation. Son maintien est d'autant plus facile pour l'individu si cette verticale passe par le centre géométrique de la surface. Selon Genthon et al. (2003), en conditions statiques, les positions moyennes du CG_t et celles du CP sont confondues. Le CP peut donc être assimilé à la projection du CG_t . Clayton et al. (2011) soulignent d'ailleurs que la position et les déplacements du CP sont le reflet de la position et des mouvements du tronc du cavalier. Cela est confirmé par les travaux de De Cocq et al. (2009), démontrant que lorsque le haut du corps du cavalier est droit, le CP se situe au centre géométrique de la surface de sustentation. Il s'agit donc de la position la plus efficace pour le cavalier. Selon ces mêmes auteurs, lorsque le cavalier se penche en avant, en arrière ou sur le côté, le CP se déplace dans le même sens (figure 4). Ces données sont en corrélation avec les enseignements des maîtres équestres qui stipulent que le tronc doit être vertical à plus ou moins 5° par rapport à la verticale selon les circonstances.

² La descente de jambe consiste à accentuer l'extension des hanches et genoux de façon variable selon l'activité.

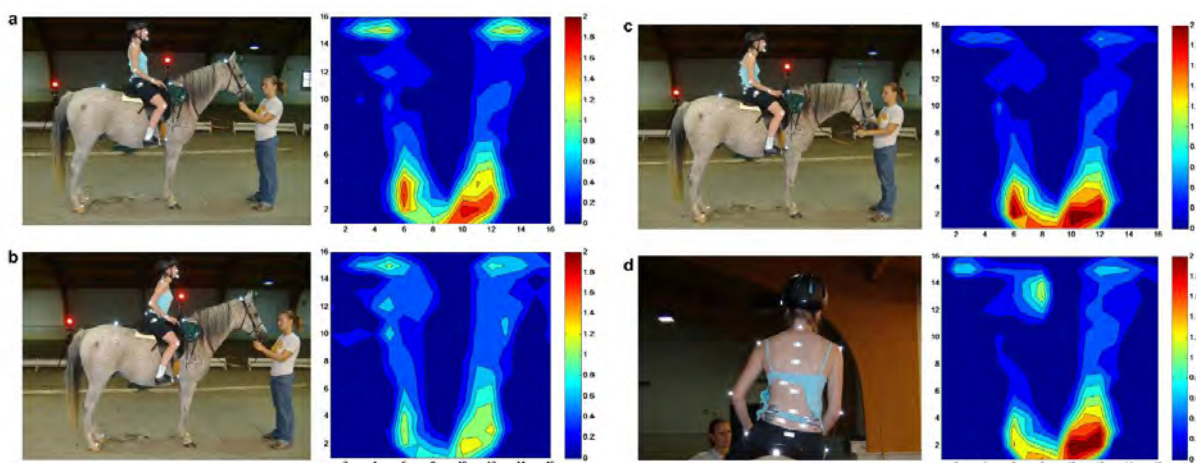


Figure n°4 : Pressions exercées sous la selle (pommeau en haut, trousses en bas des images) lorsque le cavalier est (a) droit, (b) penché de 10° en avant, (c) penché de 10° en arrière et (d) penché de 10° sur la droite (De Cocq et al., 2009)

Par ailleurs, il faut souligner que, puisque la surface de sustentation du cavalier est de taille importante, le cavalier possède une grande latitude pour le maintien de son équilibre. En d'autres termes, le contrôle postural est, en conditions statiques, relativement aisé. Cet aspect n'a, cependant, pas encore été étudié à notre connaissance.

Si, au niveau mécanique, nous pouvons donc conclure que l'équilibre du cavalier sera optimal pour un tronc vertical et une extension des hanches et genoux importante ($>135^\circ$), il faut néanmoins vérifier les implications anatomiques de ces préconisations.

1.1.3. IMPLICATIONS ANATOMIQUES DANS LE MAINTIEN DE LA POSTURE D'EQUILIBRE

La posture du cavalier à cheval implique une conséquence anatomique majeure au niveau des hanches. Celles-ci subissent une abduction passive de $35 \pm 5^\circ$ en moyenne, ainsi qu'une rotation interne active. Cette adaptation nécessite un étirement des muscles rotateurs externes et adducteurs de la hanche.

Cependant, l'enjeu majeur de la posture des cavaliers réside dans la prévention de la santé rachidienne des individus. En effet, le rachis humain comporte des courbures physiologiques (courbures sacro-coccygienne, lombaire, thoracique et cervicale) qui ont pour rôle d'augmenter la résistance du rachis aux forces de compressions via les disques intervertébraux. Au cours du mouvement, des contraintes supplémentaires agissent sur le rachis du cavalier du fait de la mise en accélération du cheval et du haut du corps du cavalier. Plus ces accélérations seront grandes et plus ces contraintes seront fortes selon le Principe Fondamental de la Dynamique appliqué au rachis. Le respect des courbures rachidiennes est donc d'une importance capitale pour préserver la santé du cavalier. Celles-ci sont sous l'influence de la position du bassin.

Le bassin est une pièce osseuse assurant le lien entre le tronc et les membres inférieurs. Il est en relation avec le membre inférieur grâce aux articulations coxo-fémorales. Il est lié au sacrum par les articulations sacro-iliaques droite et gauche. La faible mobilité de l'articulation sacro-iliaque implique une liaison indirecte avec le rachis lombaire via la charnière lombo-sacrée (L5/S1). Il est également le point d'attache de nombreux muscles, assurant, ici encore, la liaison entre le tronc et les membres inférieurs. En lien avec les articulations sacro-iliaques et lombo-sacrée, l'orientation du bassin a une incidence directe sur les courbures du rachis lombaire (Auvinet, 1999 ; Humbert, 2000 ; Keegan, 1953). Il est, en effet, établi que la rétroversion du bassin entraîne un effacement voire une inversion de la lordose lombaire. A l'inverse, l'antéversion du bassin accentue la lordose lombaire. A travers l'articulation coxo-fémoral, la position du bassin est en relation directe avec la position des membres inférieurs : les groupes musculaires extenseurs et fléchisseurs de la hanche ont également une action respective de rétroversion et d'antéversion du bassin (Keegan, 1953).

Selon les travaux d'Auvinet (1999), on distingue classiquement trois types de position du bassin, ou assiette, chez le cavalier : l'assiette normale, le rein³ voussé et le rein creux (figure 5). Cet auteur a précisément décrit ces trois attitudes en abordant l'incidence du positionnement du bassin sur le rachis :

- Le cavalier ayant une assiette normale est assis sur ses ischions, voire en arrière de ceux-ci, sur le gras des fesses. Cette attitude place le bassin en rétroversion par rapport à la position debout. La courbure lombaire est en position dite de lordose effacée, les dièdres discaux lombaires restent parallèles ce qui permet une répartition homogène des contraintes. Le tronc est vertical. Il s'agit de l'assiette de référence.
- Lors d'une attitude en rein voussé, la rétroversion du bassin est accentuée du fait de l'avancée des ischions. Cela peut conduire jusqu'à un inversement modéré de la courbure lombaire (au niveau des disques L1-L2 et L2-L3). Les dièdres discaux restent sensiblement parallèles. Le tronc est légèrement incliné vers l'arrière. Cette attitude permet un fonctionnement mécanique satisfaisant du rachis et est fréquemment retrouvée chez les cavaliers.
- Enfin, l'assiette en rein creux est caractérisée par une antéversion du bassin. Le cavalier est assis sur le pubis, la lordose lombaire est importante et les dièdres discaux sont pincés dans leur partie postérieure. Cette attitude est à l'origine de la détérioration des anneaux fibreux discaux et la dégénérescence arthrosique des massifs articulaires postérieurs (Humbert, 2000). Il s'agit d'une attitude impropre à la pratique de l'équitation.

³ Le rein correspond ici à un ensemble fonctionnel regroupant le bassin, les vertèbres sacrées et lombaires ainsi que les premières vertèbres dorsales (Humbert, 2000).

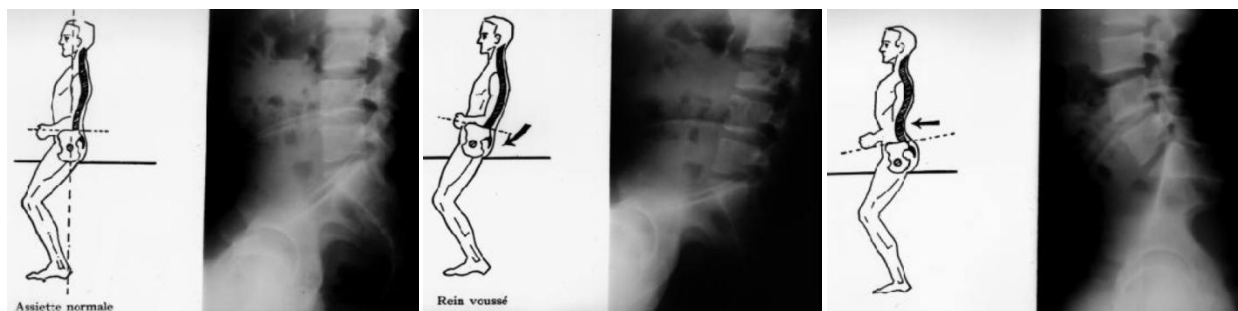


Figure n°5 : Etude radiographique des différents types d'assiette (Auvinet, Lombalgies et équitation, 1999). De gauche à droite : assiette normale, rein voussé, rein creux.

Au niveau de la position des membres inférieurs, nous retiendrons les préconisations de Keegan (1953) dont les travaux font autorité. Selon cet auteur, la protection de l'intégrité rachidienne est assurée pour un angle tronc-cuisse de 135° et un angle cuisse-jambe égal à 135° (figure 6). Au niveau de la hanche, cette valeur angulaire permet l'équilibre des tensions entre les deux groupes musculaires antagonistes : les extenseurs et fléchisseurs de la hanche ayant également une action respective de rétroversion et d'antéversion du bassin. Cet équilibre permet au rachis lombaire de conserver sa lordose naturelle voire une légère diminution de celle-ci allant jusqu'à son effacement. Lorsque l'angle tronc-cuisse est inférieur à 135° , on observe une mise en tension des muscles extenseurs de la hanche induisant une rétroversion du bassin et une inversion de la lordose lombaire. A l'inverse, lorsque l'angle est supérieur à 135° , le bassin est en antéversion passive et le rachis lombaire est en hyperlordose.

Nous retiendrons donc que la verticalité du tronc, recommandée aux vues des contraintes mécaniques et selon les préconisations équestres, ne doit se faire qu'avec association d'une légère rétroversion du bassin. Celle-ci a pour but de préserver le rachis du sujet. Par ailleurs, cette position du bassin sera favorisée par des angles tronc-cuisse et cuisse-jambe de 135° .

La figure suivante récapitule les valeurs de référence des différents angles segmentaires du cavalier en tenant compte des préconisations mécaniques, sanitaires et équestres.

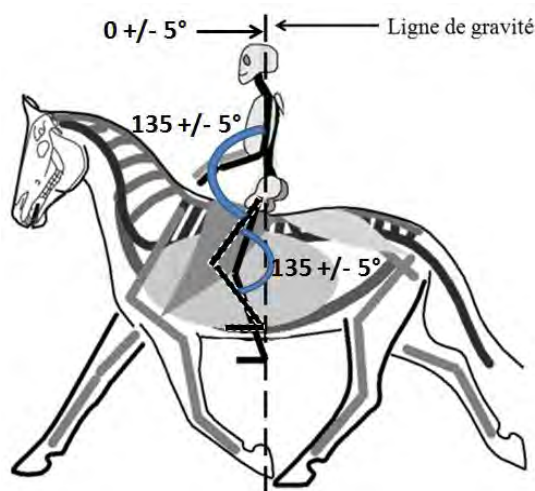


Figure n°6 : valeurs angulaires segmentaires de référence chez le cavalier (Nicholson, 2006 corrigé d'après les travaux de Keegan, 1953).

1.2. MAINTIEN POSTURAL EN CONDITION DYNAMIQUE

S'il paraît facile de maintenir son équilibre à cheval à l'arrêt, il n'en va pas de même lorsque le cheval est en mouvement. En effet, dans ces conditions, le support sur lequel prend appui le sujet est animé de mouvements dans les trois plans de l'espace, perturbant ainsi, à chaque instant, l'équilibre du cavalier. Nous allons maintenant analyser les mouvements induits par le rachis du cheval sur la selle d'équitation au pas et au trot, puis les mécanismes de stabilisation mis en œuvre par le cavalier. L'allure du galop ne sera pas étudiée puisqu'elle n'est peu voire pas utilisée avec un public débutant, niveau de pratique étudié dans ce présent travail.

1.2.1. A L'ALLURE DU PAS

1.2.1.1. DESCRIPTION DE L'ALLURE DU PAS

Le pas est une allure marchée, symétrique, à quatre temps égaux (figure 7). C'est-à-dire que le cheval possède toujours au moins un pied en contact avec le sol. Les mouvements des membres gauches sont ensuite effectués dans le même ordre par les membres droits selon quatre temps. Habituellement, le cycle de marche débute au contact initial du postérieur gauche. Le cycle se déroule alors comme il suit : lever du postérieur droit, poser de l'antérieur gauche, lever de l'antérieur droit, poser du postérieur droit, lever du postérieur gauche, poser de l'antérieur droit puis lever de l'antérieur gauche. Les phases sont de temps égal entre les différents membres.

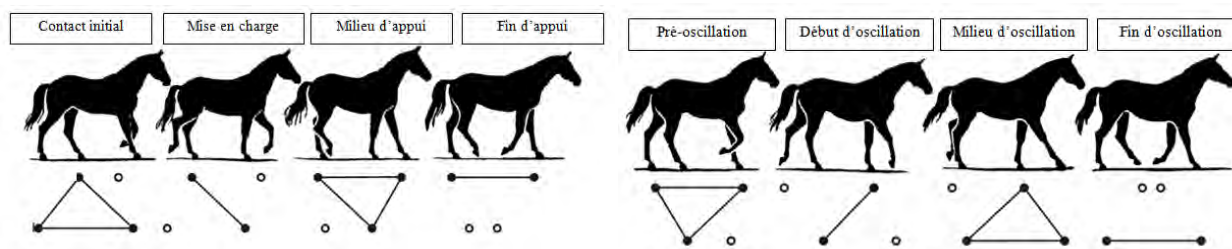


Figure n°7 : Cycle de marche, référencé sur le postérieur gauche, et base de sustentation du cheval au pas (Malen et al., 1994).

1.2.1.2. MOUVEMENTS DU SUPPORT

D'après les travaux de Galloux et al. (1995) et de Byström et al. (2010), au cours d'une foulée de pas, le dos du cheval induits à la selle des mouvements de translation et de rotation dans les trois plans de l'espace. Puisque le pas est une allure symétrique, nous décrirons les mouvements de la selle lors de la phase d'appui du postérieur gauche.

A partir du support tripodal postérieurs-antérieur droit jusqu'au support tripodal antérieurs-postérieur gauche, la selle subie un mouvement de rotation vers l'avant (tangage autour de l'axe y) ainsi qu'un mouvement vers la droite en roulis (rotation autour de l'axe x) et en lacet (rotation autour de l'axe z).

Au moment du support antérieurs-postérieur gauche, le tangage est en transition. Après quoi, nous observons une rotation vers l'arrière jusqu'au prochain support tripodal (postérieurs-antérieur gauche). Pour ce qui concerne le roulis, la rotation ralentie voire s'inverse légèrement, puis continue vers la droite jusqu'au poser du postérieur droit (prochain appui tripodal). Le mouvement en lacet continue vers la droite jusqu'au poser du postérieur droit.

Au moment du support tripodal postérieurs-antérieur gauche, tous les mouvements de rotation sont en transition. La figure n°8 ci-dessous permet de visualiser les mouvements de rotation de la selle au cours du cycle entier.

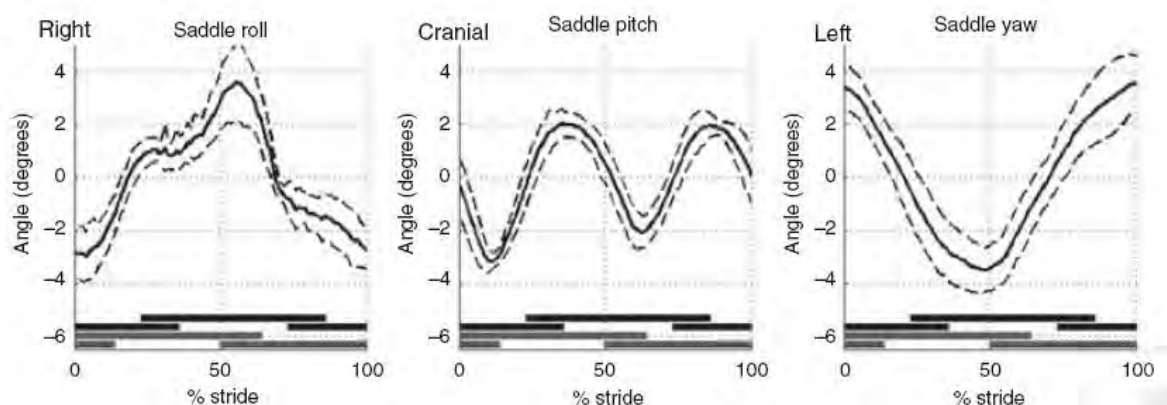


Figure n°8 : Mouvements de rotations en degré de la selle au cours d'une foulée de pas d'après Byström et al. (2010). Les courbes représentent la moyenne du groupe (ligne pleine) $\pm$ l'écart-type (ligne en pointillés). Les valeurs positives indiquent une rotation vers la droite pour le roulis (roll), vers l'avant pour le tangage (pitch) et vers la gauche pour le lacet (yaw). Les barres situées en bas des courbes indiquent les temps d'appui des antérieurs gauche et droit et des postérieurs gauche et droit (respectivement de haut en bas).

Le tableau suivant récapitule les valeurs moyennes $\pm$ l'écart-type de l'amplitude des mouvements de translation (d'après Galloux et al., 1995) et de rotation (d'après Byström et al., 2010) au cours d'une foulée de pas :

Déplacement longitudinal	27.5 $\pm$ 9.4 mm	Roulis	8.5 $\pm$ 2.7°
Déplacement latéral	21.5 $\pm$ 12.4 mm	Tangage	6.1 $\pm$ 0.9°
Déplacement vertical	41.7 $\pm$ 8.3 mm	Lacet	8.3 $\pm$ 1.5°

Tableau n°1 : valeurs moyennes $\pm$ écart-type des mouvements de la selle en translation (Galloux et al., 1995) et en rotation (Byström et al., 2010) au cours d'une foulée de pas.

Comme le souligne les différents auteurs, malgré les amplitudes importantes des mouvements observés à cette allure, le pas est une allure qui pose peu de problèmes d'adaptation au cavalier. En effet, ils indiquent que le cavalier ressent moins les amplitudes du mouvement que ses accélérations. Ainsi, bien que l'on observe quatre accélérations par foulée de pas, celles-ci sont de faible intensité. Winkelmayr et al. (2006) ont mesuré un pic de force maximum, sous la selle, de 816 ± 8 N au pas contre 1757 ± 338 au trot et 1840 ± 191 au galop. Les auteurs indiquent que ces valeurs sont représentatives des variations d'accélérations puisque la force est générée par l'accélération de la masse et que cette dernière a été strictement contrôlée. Par ailleurs, le pas est une allure marchée durant laquelle le système cheval-cavalier est peu soumis à l'accélération de la force de gravité (Humbert, 2000). Nous allons maintenant voir comment le cavalier s'adapte aux mouvements de la selle au cours du pas.

1.2.1.3. MOUVEMENTS INDUITS ET REACTIONS POSTURALES

Selon les travaux de Byström et al. (2010), en coïncidence avec ceux de Lovett et al. (2004), on observe des mouvements dans les trois plans au niveau de tous les segments du cavalier au cours du pas.

Leurs résultats indiquent qu'entre le support tripodal postérieurs-antérieur droit et le support tripodal suivant (antérieurs-postérieur gauche), le bassin du cavalier suit un mouvement de tangage vers l'arrière et de roulis ainsi que de lacet vers la droite. Dans le même temps, le tronc du cavalier suit le mouvement du bassin sur les axes x et y, et un mouvement opposé sur l'axe z (soit vers la gauche). L'assise du cavalier suit un déplacement vers l'avant. Les hanches suivent un mouvement d'extension, les cuisses un mouvement d'adduction et les genoux tendent vers l'extension. Les mollets sont en adduction et le pied suit un mouvement vers l'arrière corrélé à l'extension de la hanche.

Lors du support antérieurs-postérieur gauche, toutes les variables sont en transition. Entre ce support et le suivant (postérieurs-antérieur gauche), les mouvements sont inversés par rapport à la séquence précédente. Lors du dernier support (postérieurs-antérieur gauche), toutes les variables sont en transition hormis le mouvement de roulis du bassin (dont le sens de rotation s'inverse uniquement durant les supports antérieurs-postérieur).

Néanmoins, Matsuura et al. (2008), soulignent que la conformation du cheval a une influence non négligeable sur ces mouvements. La figure n°9 présente l'ensemble des mouvements de rotation du pelvis et du tronc du cavalier au cours d'une foulée de pas (d'après Byström et al., 2010).

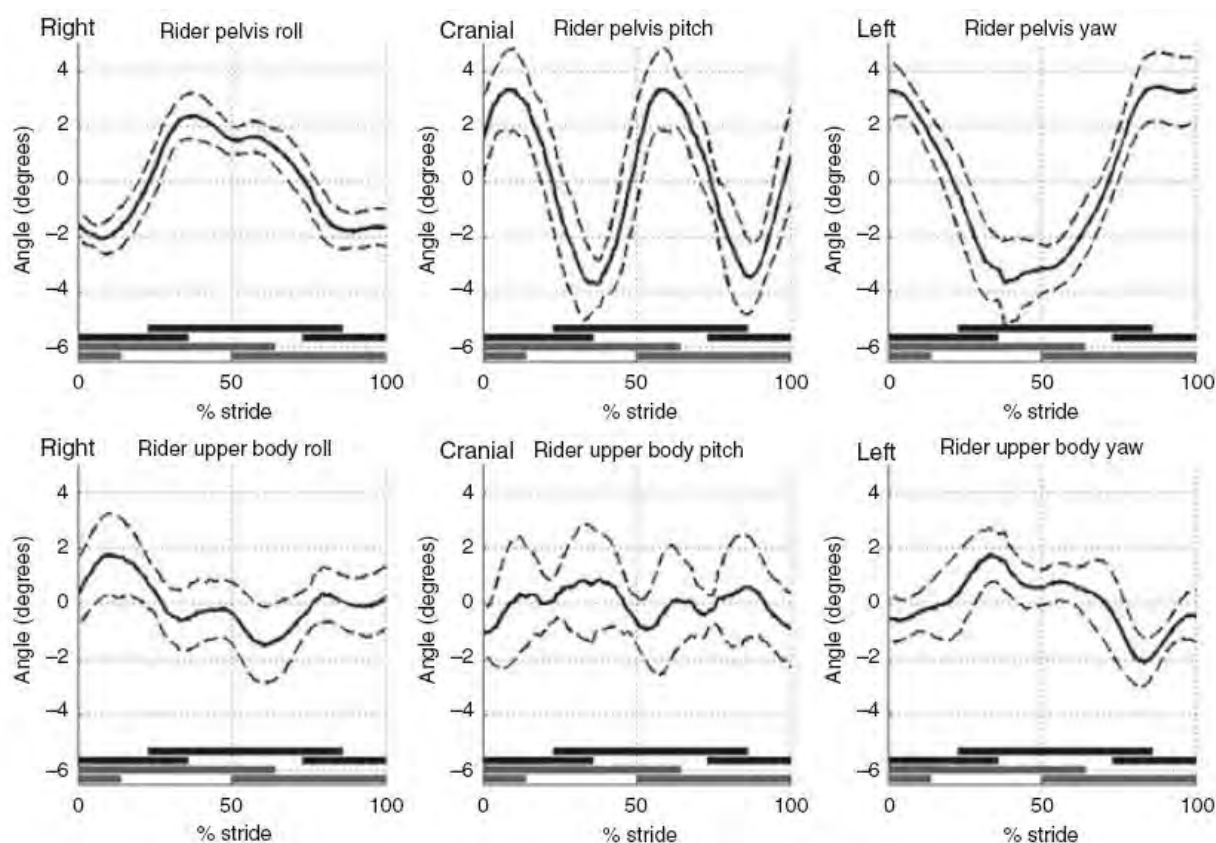


Figure n°9 : Mouvements de rotation du pelvis et du tronc sur les axes x (roulis ou roll), y (tangage ou pitch) et z (lacet ou yaw) au cours d'une foulée de pas d'après Byström et al. (2010). Les courbes représentent la moyenne du groupe (ligne pleine) $\pm$ l'écart-type (ligne en pointillés). Les valeurs positives indiquent une rotation vers la droite pour le roulis, vers l'avant pour le tangage et vers la gauche pour le lacet. Les barres situées en bas des courbes indiquent les temps d'appui des antérieurs gauche et droit et des postérieurs gauche et droit (respectivement de haut en bas).

La spécificité des mouvements induits au bassin du cavalier, à cette allure, est la similarité avec ceux observés lors de la marche bipède (Bertoti, 1988 ; Fleck, 1997 ; Rigby, 2009). La propriété du cheval à impulser ces mouvements passifs est le fondement de son utilisation en équithérapie, notamment chez les personnes atteintes de paralysie cérébrale. Les mouvements enregistrés au niveau des autres segments sont, en réalité responsables du maintien de la posture de référence en réponse aux mouvements du bassin.

Dans les divers manuels équestres, il est invariablement mis en avant que le relâchement musculaire constitue le pré-requis à toute progression en équitation. Ce terme ambigu désigne en réalité l'habileté du cavalier à s'accorder aux mouvements de sa monture avec une activité musculaire appropriée et sans usage de la force. Cependant, et comme le soulignent Lovett et al. (2004), il existe très peu d'études sur l'activité musculaire de stabilisation du cavalier au pas. La seule portée à notre connaissance est celle de Terada (2000). Selon cet auteur, la stabilisation du tronc s'effectue principalement grâce à la co-contraction des muscles spinaux et abdominaux. Chez le cavalier débutant, les muscles spinaux sont majoritairement

sollicités, à l'inverse du cavalier expert dont l'activité musculaire de ces deux muscles antagonistes est similaire. Les résultats obtenus suggèrent également que le cavalier débutant sollicite les adducteurs de la hanche (donc les jambes) pour se stabiliser, à l'inverse du cavalier expert.

1.2.2. A L'ALLURE DU TROT

1.2.2.1. DESCRIPTION DE L'ALLURE

Le trot est une allure sautée, symétrique, à deux temps égaux par bipède diagonaux séparés par un temps de suspension (figure 10). Les membres sont associés en bipèdes diagonaux (antérieur droit et postérieur gauche, antérieur gauche et postérieur droit) qui se posent alternativement au sol après un temps de projection durant lequel le cheval n'a plus de contact avec le sol.

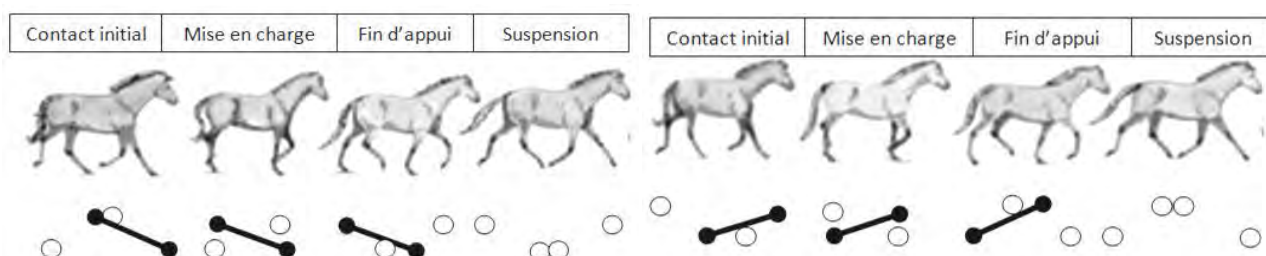


Figure n°10 : cycle de marche et base de sustentation du cheval au trot (Malen et al., 1994).

1.2.2.2. MOUVEMENTS DU SUPPORT

D'après les travaux de Galloux et al. (1995) et de Byström et al. (2009), on observe deux phases de mouvements par bipède diagonal (soit au total 4 phases pour une foulée). La première phase correspond au début d'appui du bipède jusqu'au milieu d'appui. La seconde phase correspond au milieu d'appui jusqu'au début d'appui du second bipède diagonal.

Lors de la première phase, la selle suit un mouvement de tangage vers l'arrière. Les rotations autour des axes x et z se font à l'opposé du postérieur en appui. Au milieu d'appui, le mouvement de tangage de la selle est en transition.

La deuxième phase est caractérisée par un mouvement vers l'avant (tangage). Les rotations en roulis et lacet continues dans le même sens que précédemment. A la fin de cette phase, soit à l'appui du second bipède diagonal, ces variables sont toutes en transition.

Les mêmes mouvements sont observés pour le second bipède diagonal. La figure 11 ci-après visualise les mouvements de rotation de la selle au cours d'une foulée de trot.

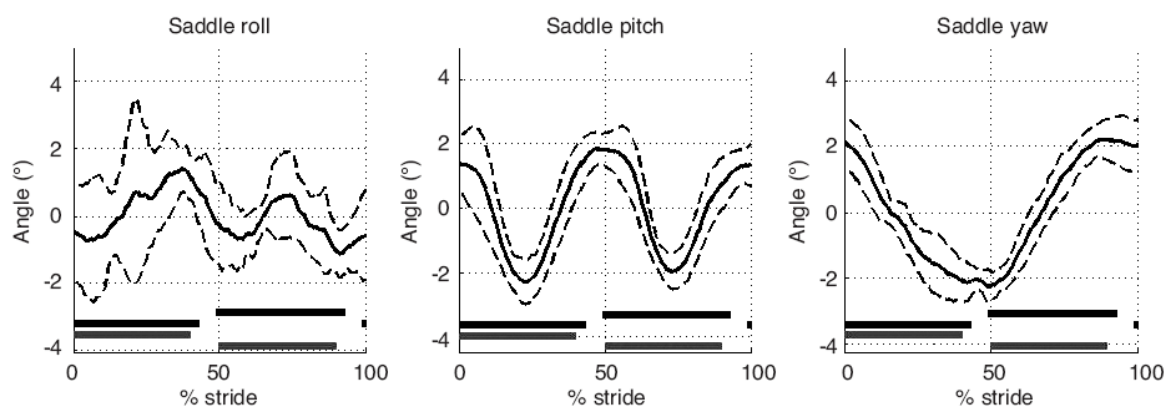


Figure n°11 : Mouvements de rotations en degré de la selle au cours d'une foulée de trot d'après Byström et al. (2010). Les courbes représentent la moyenne du groupe (ligne pleine) $\pm$ l'écart-type (ligne en pointillés). Les valeurs positives indiquent une rotation vers la droite pour le roulis (roll), vers l'avant pour le tangage (pitch) et vers la gauche pour le lacet (yaw). Les barres situées en bas des courbes indiquent les temps d'appui des antérieurs gauche et droit et des postérieurs gauche et droit (respectivement de haut en bas).

Le tableau suivant récapitule les valeurs moyennes $\pm$ l'écart-type de l'amplitude des mouvements de la selle en translation et en rotation au cours d'une foulée de trot :

Déplacement longitudinal	54.4 $\pm$ 15.7 mm	Roulis	7.3 $\pm$ 5.2°
Déplacement latéral	36.0 $\pm$ 16.4 mm	Tangage	5.6 $\pm$ 0.6°
Déplacement vertical	36.5 $\pm$ 7.6 mm	Lacet	5.7 $\pm$ 1.0°

Tableau n°2 : valeurs moyennes $\pm$ écart-type des mouvements de la selle en translation (Galloux et al., 1995) et en rotation (Byström et al., 2009) au cours d'une foulée de trot.

Pour ces auteurs, ce sont les accélérations verticales (de valeur moyenne égale à 1757 ± 338 N, Winkelmayr et al., 2006)⁴ qui sont les plus ressenties par le cavalier car elles ont lieu quatre fois par foulée et sont de direction alternativement opposée. Ce sont elles qui rendent difficile l'adaptation du cavalier à cette allure. C'est pourquoi, le trot est réputé comme étant l'allure la plus compliquée pour le cavalier.

1.2.2.3. MOUVEMENTS INDUITS ET REACTIONS POSTURALES

Selon les travaux de Byström et al. (2009), Lovett et al. (2004), Lagarde et al. (2005) et de Galloux et al. (1997), au cours de la première phase (du début d'appui au milieu d'appui du bipède diagonal), le bassin du cavalier suit un mouvement de tangage vers l'avant, soit dans le sens inverse de la selle. Les rotations en roulis et en lacet vont du côté opposé au postérieur en appui (comme pour la selle). Les rotations du haut du

⁴ De même que précédemment : les valeurs de force sont représentatives des variations des accélérations car la masse a été strictement contrôlée.

corps sont opposées à celles du bassin, soit vers l'arrière (tangage) et du côté du postérieur en appui (lacet et roulis). Néanmoins, le roulis est fortement asymétrique selon le bipède diagonal en appui. L'assise du cavalier suit un mouvement vers le bas, d'abord vers l'avant puis vers l'arrière. Les hanches sont en flexion et abduction. Les genoux sont en flexion et adduction. Les pieds tournent latéralement et suivent un mouvement vers l'arrière (par rapport à la hanche). Les talons s'abaissent en dessous des orteils. A la fin de cette phase, lors du milieu d'appui du bipède, ces variables sont en transition à l'exception du mouvement de lacet du bassin. Le dos du cheval est à son point le plus bas.

Lors de la deuxième phase de mouvements (du milieu d'appui au début d'appui du bipède suivant), les rotations et distances suivent des variations inverses. Les auteurs soulignent cependant que les rotations du pelvis sont plus lentes. A la fin de cette phase, toutes les variables sont en transition.

Tous les mouvements du tronc et du bassin au cours d'une foulée complète vous sont présentés sur la figure 11 suivante.

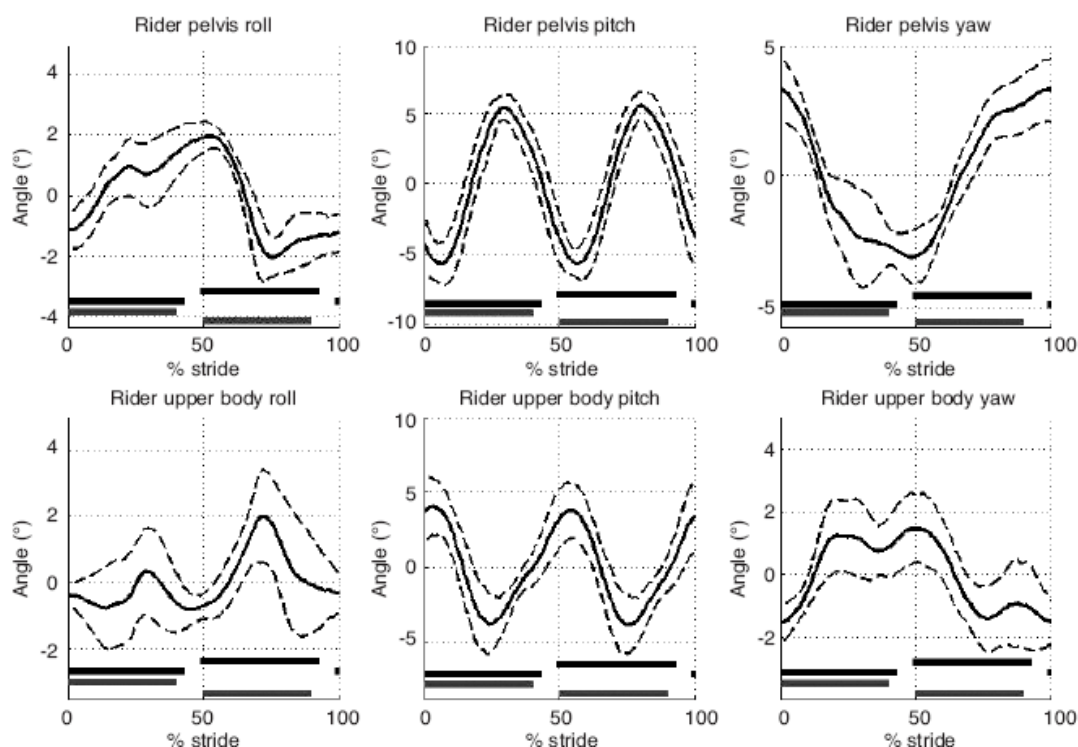


Figure n°12 : Mouvements de rotation du pelvis et du tronc sur les axes x (roulis ou roll), y (tangage ou pitch) et z (lacet ou yaw) au cours d'une foulée de trot d'après Byström et al. (2009). Les courbes représentent la moyenne du groupe (ligne pleine) $\pm$ l'écart-type (ligne en pointillés). Les valeurs positives indiquent une rotation vers la droite pour le roulis, vers l'avant pour le tangage et vers la gauche pour le lacet. Les barres situées en bas des courbes indiquent les temps d'appui des antérieurs gauche et droit et des postérieurs gauche et droit (respectivement de haut en bas).

Concrètement, la stabilité du cavalier est garantie par les mouvements de rétroversion (lors de la montée du dos du cheval) et d'antéversion (lors de la descente du dos du cheval) successifs du bassin. Sans ce « jeu de bassin », le cavalier ne peut pas se lier aux mouvements de la selle. Il subit alors l'effet d'inertie

de sa masse et se retrouve en retard par rapport aux mouvements de montées-descentes du dos de sa monture. Son état d'équilibre est alors compromis. Les mouvements enregistrés au niveau des autres segments correspondent au maintien de la posture de référence en réponse aux mouvements du bassin.

Comme pour le pas, jusqu'à présent très peu d'auteurs se sont intéressés à l'activité musculaire du cavalier au trot assis. En outre, ces études se focalisent le plus souvent sur des cas particuliers. Ainsi, Terada (2000) a étudié la différence d'activation de certains muscles entre cavaliers débutants et experts. Terada et al. (2004) ont, quant à eux, analysé l'ajustement tonique des membres supérieurs impliqués dans la stabilité de la main du cavalier. On peut, néanmoins, retenir de ces deux études que la stabilité est assurée chez le cavalier débutant par les adducteurs de la hanche alors que, chez le cavalier expert, elle est possible par la coordination entre les muscles abdominaux et spinaux.

Malgré l'absence de données, on peut conclure que la stabilité du cavalier relève de la coordination et de l'ajustement tonique de l'ensemble des muscles du corps, et ce quelque soit l'allure.

2. DEFICIT DU CONTROLE POSTURAL ET IMPLICATIONS EN EQUITATION

Le contrôle postural est régie par un système multimodal complexe qui repose sur trois entités physiologiques fondamentales (Amblard, 1998 ; Bouisset & Maton, 1999 ; Horak, 1987) : le système sensoriel, le Système Nerveux Central (SNC) et le système musculo-squelettique. De façon très schématique, les différentes entrées sensorielles (vestibulaires, visuelles et proprioceptives) renseignent sur la position du corps dans l'espace. Cette information est ensuite traitée au niveau du SNC qui sélectionne la réponse adaptée. Le système musculo-squelettique est l'effecteur du système postural. Le schéma présenté à la figure 13 récapitule ce processus.

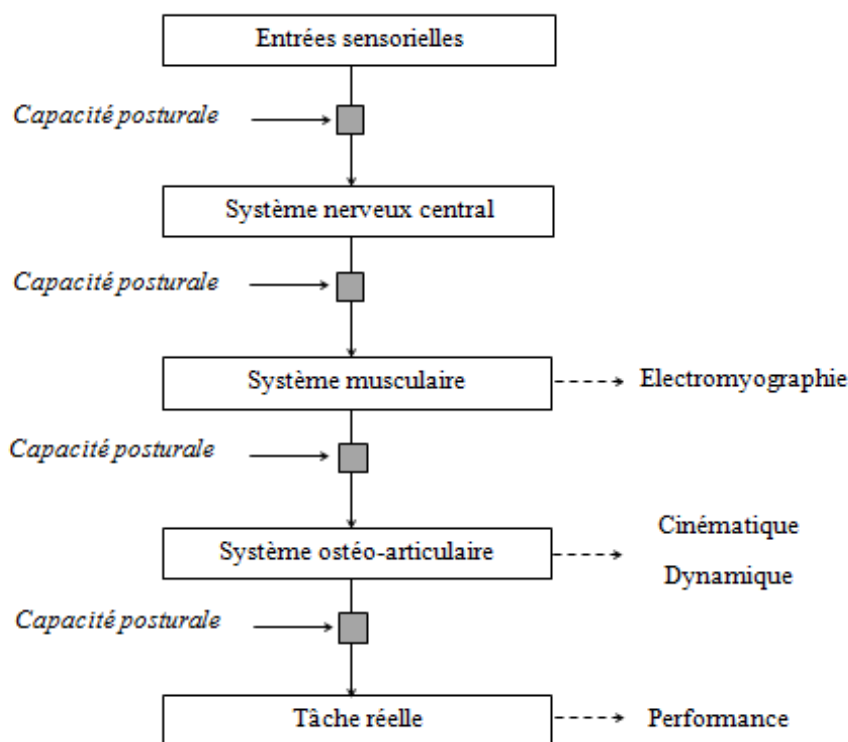


Figure n°13 : représentation très schématique du processus postural (partie centrale), des capacités posturales (à gauche) et des méthodes de mesure des capacités posturales (à droite) (Bouisset, 2002).

Comme le souligne Bouisset (2002), si la capacité posturale d'un des niveaux de ce processus est altérée, la sortie du sous-système correspondant sera inadaptée. Par ailleurs, il est important de souligner que cette boucle d'interaction est également sous l'influence d'autres paramètres psychomoteurs tels que les émotions, l'expérience, etc. (Pes, 2012). De ce fait, toute déficience (motrice, sensorielle ou encore intellectuelle) peut être responsable de troubles de l'équilibre et/ou de la posture à différents degrés. Or, comme nous venons de le voir, l'équitation est une activité physique qui repose entièrement sur les capacités posturales de la personne. Monter à cheval de façon efficiente implique donc l'intégrité de système postural. Lorsque cela n'est pas le cas, la personne se trouve en situation de handicap pour la réalisation d'un ou plusieurs exercices ou pour évoluer à une allure. Dans les cas les plus sévères, l'équitation peut s'avérer être inaccessible. Le handicap engendré doit alors être atténué, voire supprimé, grâce à une aide matérielle ou humaine. Dans ce cas précis, l'adaptation doit concerner le support à partir duquel se construit l'équilibre : la selle d'équitation. Il existe, actuellement, deux types d'adaptation : les selles sur mesure (figure 14-A) et la surselle (figure 14-B). Les premières sont onéreuses, non modulables et donc très peu utilisées. La surselle est bon marché, s'ajuste sur une selle ordinaire et est très utilisée en centre équestres. Néanmoins, elle n'est pas ajustable aux besoins de chaque cavalier et agit surtout sur la dimension de l'assise de la selle sans action de soutien du bassin ou du tronc. Il existe donc un manque dans l'adaptation de la selle d'équitation.

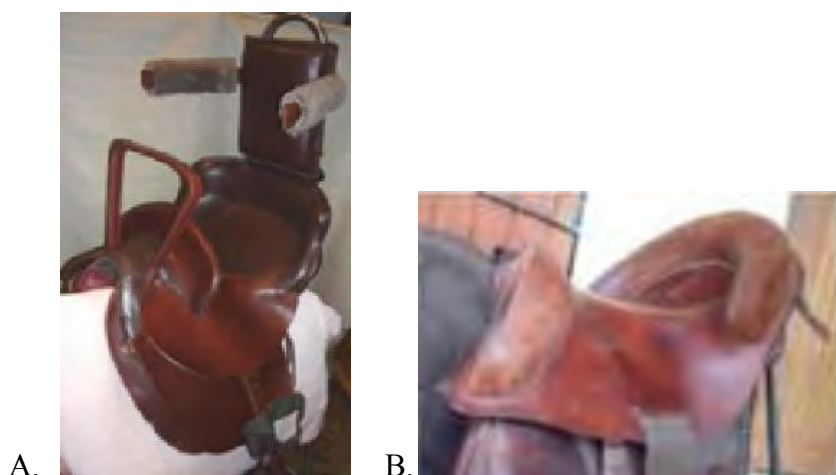


Figure n°14 : selle sur mesure (A) et surselle d'équitation (B).

3. PROBLEMATIQUE ET OBJECTIFS DE L'ETUDE

Aux vues des informations recueillies au cours de la revue de la littérature technique et scientifique, il apparaît que la pratique de l'équitation est peu accessible aux personnes en situation de handicap. En effet, la selle d'équitation n'est pas adaptée pour répondre aux besoins d'aide à la stabilisation d'une telle population. François DURAND, coordonateur du Centre d'Analyse d'Images et de la Performance Sportive (CAIPS)⁵ au CREPS Poitou-Charentes est à l'initiative d'une idée novatrice de deux modules amovibles s'adaptant sur la selle d'équitation. Le projet est mené en coordination entre l'Ecole Nationale d'Equitation (ENE), le CAIPS, et l'IFCE. Le but de ce dispositif est de palier aux problématiques rencontrées par les personnes en situation de handicap, mais également rencontré par tous les cavaliers tout au long de leurs apprentissages. Son objectif est de favoriser la stabilité de la personne en soutenant en avant et en arrière son bassin.

Le dispositif modulaire comporte donc deux modules (avant et arrière), eux-mêmes composés de deux parties désolidarisables (figure 15). Une partie (le socle) permet la fixation sur la selle, la seconde a la fonction de maintien du cavalier (le bloc amovible). La conformation des deux socles permet leur ajustement sur le pommeau et le trousséquin de la selle. Ils sont reliés par une tige jonction et solidarisés par la mise en tension d'une sangle. Le bloc amovible avant (figure 15-A) se constitue d'une poignée et d'une lame de maintien du bassin (appui-hanche). La lame s'adapte à toutes les morphologies grâce à un réglage asymétrique en profondeur et en inclinaison. Un système de sécurité permet de libérer le cavalier en cas de problème par basculement du dispositif vers l'avant. A l'arrière, un appui dorsal pivotant vient se fixer sur le socle. Il est réglable dans le sens antéropostérieur. Deux type d'appuis sont possibles en fonction des besoins du cavalier : de type boudin (figure 15-B) et de type coque (figure 15-C).

⁵ Le CAIPS (www.caips.fr) a trois missions essentielles : le transfert des technologies ; l'expertise collégiale avec les entraîneurs ; la formation de cadres. Il regroupe les compétences de trois partenaires : l'axe RoBioSS de l'institut Pprime (UPR 3349 CNRS – Université de Poitiers – ENSMA), le CRITT Sport-Loisirs et le CREPS Poitou-Charentes.

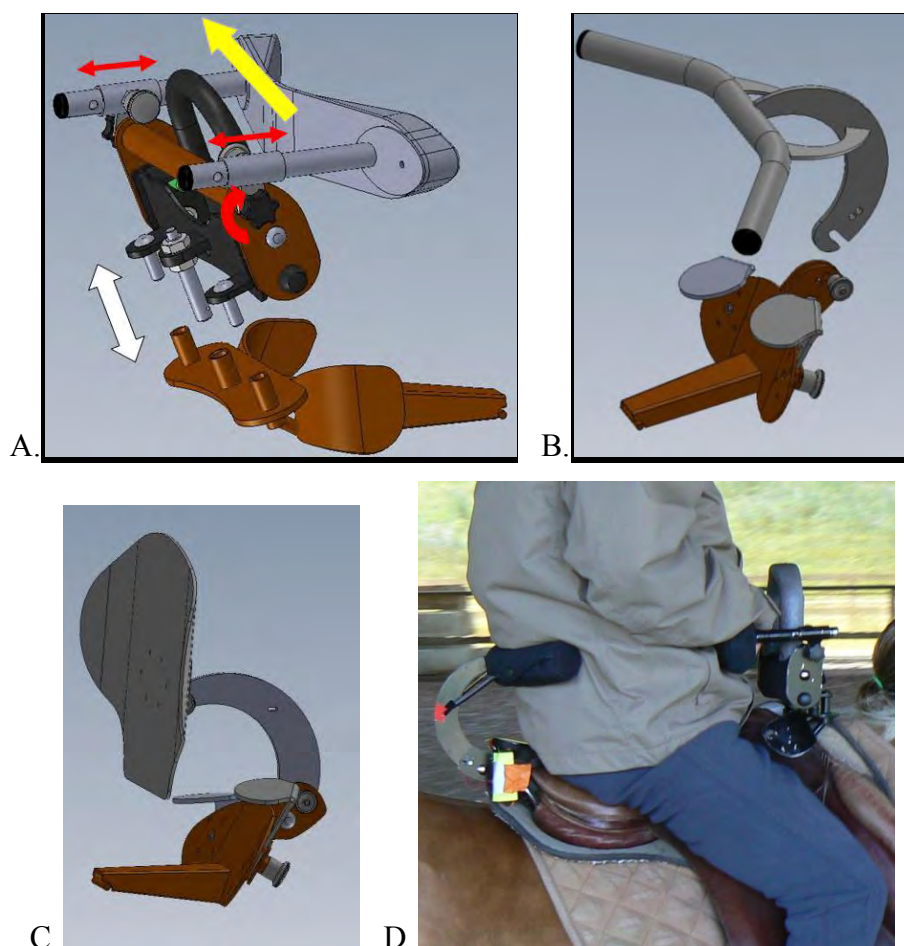


Figure n°15 : Caractéristiques du dispositif modulaire.

L'objectif de notre étude est d'évaluer les avantages et les limites de ce prototype, comparé à une selle ordinaire, et de le modifier, si besoin en fonction des résultats, avant sa commercialisation. Pour une analyse globale, il est nécessaire d'évaluer les différents paramètres sur lesquels il peut agir.

Quatre axes d'analyses sont identifiés. L'action principale visée par le dispositif est l'amélioration de la stabilité et de l'équilibre du cavalier. Si le cavalier est plus stable, cette amélioration devrait lui permettre de réaliser de nouveaux exercices et d'acquérir de nouvelles habiletés. De même, le sentiment de sécurité liée à l'amélioration de la stabilité a probablement un impact sur l'état émotionnel du sujet. De plus, puisque ce prototype est en voie de commercialisation, il est important de vérifier son adéquation avec les besoins des utilisateurs. Le présent travail a pour objectif d'évaluer ces quatre paramètres.

Par ailleurs, un enjeu scientifique secondaire est rattaché à cette étude : évaluer une méthodologie pour la mesure du mouvement équestre et permettant d'évaluer un prototype tout au long de son développement.

II- MATERIEL ET METHODE

1. ETUDE 1 : ANALYSE BIOMECHANIQUE DE L'EQUILIBRE

L'objectif de cette étude est de quantifier la posture et la stabilité du cavalier dans deux conditions de pratique : avec une selle ordinaire et avec le dispositif modulaire. Pour cela, nous avons souhaité utiliser une méthode facilement utilisable dans les conditions expérimentales délicates rencontrées dans le monde équestre. Il s'agit d'une étude biomécanique bidimensionnelle.

1.1. PARTICIPANTS A L'ETUDE

La sélection des participants a été réalisée par le Comité Régional d'Equitation du Poitou-Charentes (CRE-PC) dans le cadre d'un partenariat avec le CAIPS pour ce projet. Elle s'est faite selon les critères d'inclusion suivants :

- Avoir une capacité d'abduction et d'extension de la hanche suffisante (respectivement 30° et 100° minimum) pour permettre la position assise à califourchon sur un cheval ;
- Pratiquer l'équitation au moins une fois par semaine ;
- Etre âgé de plus de 12 ans à compter de janvier 2012 ;
- Pouvoir comprendre des consignes verbales simples ;

Et les critères d'exclusion suivants :

- Contre indication médicale à la pratique de l'équitation ;
- Déficience évolutive à court terme (état non stable) ;
- Comportement inadapté vis-à-vis des chevaux ;
- Allergie(s) aux chevaux et/ou au foin ;
- Peur et/ou appréhension des chevaux.

Ces critères ont pour but, d'une part, d'exclure toute personne ne pouvant pas pratiquer l'équitation et d'autre part d'inclure celles qui ont le profil nécessaire pour suivre le protocole. Le choix du critère d'âge a pour but d'inclure des personnes dont le système postural est mature, et ainsi de limiter des erreurs d'interprétation des résultats. Il en va de même pour le critère d'exclusion lié à l'évolutivité à court terme de la déficience.

Concrètement, il s'est avéré difficile de maintenir les différents critères relatifs au type et degré de déficience initialement prévus. En effet, le groupe proposé par le CRE-PC s'est révélé être très hétérogène du fait de la disponibilité des cavaliers dans les centres équestres. Pour pouvoir interpréter les résultats, cinq catégories ont finalement été définies en fonction du niveau d'équilibre postural assis des sujets. Ces catégories correspondent au score obtenu à l'indice d'Equilibre Postural Assis (EPA) de Brun et al. (1991) :

- Score 0 : aucun équilibre en position assise (effondrement du tronc, nécessité d'un appui postérieur et latéral).
- Score 1 : position assise possible avec appui postérieur.
- Score 2 : équilibre postural assis maintenu sans appui postérieur, mais déséquilibre lors d'une poussée externe déséquilibrante quelle qu'en soit sa direction.
- Score 3 : équilibre postural assis maintenu sans appui postérieur et lors d'une poussée externe déséquilibrante quelle qu'en soit sa direction.
- Score 4 : équilibre postural assis maintenu sans appui postérieur, lors d'une poussée externe déséquilibrante et lors des mouvements de la tête, du tronc et des membres supérieurs.

En définitive, cette étude a été réalisée avec 6 participants, 2 femmes et 4 hommes, d'âge moyen de 34 ± 15 ans. Les caractéristiques des sujets sont présentées au tableau suivant :

<i>Sujet n°</i>	<i>Déficiência</i>	<i>Score à l'EPA</i>
1	IMC quadriplégique spastique sévère associée à des troubles sensoriels	2
2	Hémiplégie gauche	4
3	Poly-handicap sensoriel et mental avec déficiences physiques associées	4
4	Poly-handicap sensoriel et mental avec déficiences physiques associées	4
5	IMC quadriplégique spastique sévère	2
6	IMC dyskinétique hypotonique globale sévère	0

Tableau n°3 : Niveau de déficiência de la population étudiée (étude 1).

Au niveau éthique et juridique, chaque participant (ou son responsable légal) a signé une autorisation de participation au protocole de recherche et d'exploitation des données recueillies (sous respect de l'anonymat). De plus, puisqu'un brevet est en cours de dépôt, chaque personne présente lors des différents tests a signé un contrat de confidentialité.

1.2. MATERIEL OU STIMULI

L'état d'équilibre de chaque participants est évalué dans deux conditions distinctes : avec une selle ordinaire (condition 1) puis avec le prototype (condition 2). Pour chaque condition, sont effectués successivement trois arrêts, trois passages au pas puis trois passages au trot. Cette étude comporte donc cinq variables indépendantes. La variable mesurée (ou variable dépendante) est la position des articulations du cavalier dans deux dimensions de l'espace, soit sur les axes x et y.

Afin de limiter les erreurs pré-analytiques (facteurs pouvant influencer les résultats de l'analyse), quatre conditions de réalisation ont été contrôlées et standardisées.

Tout d'abord, le participant monte le même cheval pour les différents tests. En effet, comme nous l'avons vu au cours de la revue de littérature, selon la race ou encore la taille du cheval, les mouvements de son dos diffèrent. Ainsi, pour que la stimulation soit identique, le même cheval doit être employé. Néanmoins, l'étude s'étant déroulée dans plusieurs centres équestres, il n'a pas été possible d'utiliser la même monture pour tous les participants, ni même au sein de chaque centre du fait de la disponibilité des montures. C'est pourquoi, sa taille et son type morphologique ont été standardisés : 140 ± 5 cm au garrot, de type poney à « sang froid »⁶.

Par ailleurs, l'enseignant présent au moment des tests a toujours été l'enseignant responsable du cavalier. En effet, cela permet de limiter les perturbations des conditions de monte habituelles du cavalier, de préserver sa confiance en lui et de limiter son anxiété. De plus, les précautions prises pour le passage des tests diminuent les changements de comportements des montures en les manipulant de façon identique à chaque test.

De plus, quelque soit le centre équestre, les expérimentations ont eu lieu dans un manège (surface couverte) afin d'une part, de contrôler les effets dus aux conditions climatiques (notamment la pluie et le vent en raison de la saison à laquelle les tests ont été effectués : mars-avril), et, d'autre part, d'éviter que l'attention des cavaliers ne soit troublée (notamment par le bruit). Cela permet également d'éviter les contre-jours sur les images enregistrées.

Enfin, l'ordre de passation des tests a été standardisé. La condition 1 (avec la selle ordinaire) s'est toujours effectuée avant la condition 2 (selle équipée des modules). De même, les arrêts ont toujours été effectués en premiers, les passages au pas en deuxième puis les passages au trot en troisième. L'objectif est que l'effet de la fatigue soit identique pour tous les cavaliers, l'effectif n'étant pas assez élevé pour randomiser les passages.

1.3. EQUIPEMENT

L'équilibre des participants a été évalué par une analyse vidéo quantitative. Il s'agit d'une étude cinématique bidimensionnelle dont le but est essentiellement d'évaluer la position posturale du cavalier à différents instants du mouvement (méthode biomécanique).

⁶ Le type « sang froid » regroupe différentes races qui ont pour caractéristiques communes : une morphologie trapue, des allures rasantes et un caractère placide.

1.3.1. MARQUEURS

Pour évaluer les variations de positions du cavalier, celui-ci est équipé de 15 marqueurs de 4 x 4 cm situés au niveau des tempes, acromions, hanches (en regard du grand trochanter), genoux (épicondyle latéral distal du fémur), malléoles externes, occiput et des vertèbres C7 et T10. Un marqueur supplémentaire a été placé au milieu du segment hanche-genou dans le cas où le marqueur de la hanche serait masqué sur l'image. Le support arrière du prototype, présent sur la selle à chaque condition de passation, a également été équipé de marqueurs au niveau des deux supports latéraux. Le dispositif complet comprend donc 17 marqueurs passifs (figure 16).



Figure n°16 : Positionnement des marqueurs dans les plans sagittal (A) et frontal (B).

Le placement de chaque marqueur a été choisi à partir de trois critères :

- Les points anatomiques repérés doivent permettre l'analyse de l'équilibre du sujet ;
- L'emplacement anatomique doit être facilement repérable afin de permettre la reproductibilité des résultats ;
- Les marqueurs doivent être visibles à chaque instant.

Comme nous l'avons vu précédemment, l'équilibre d'un cavalier est caractérisé par (figure 17) :

- La verticalité du tronc dans les plans frontal et sagittal,
- Une extension de la hanche et du genou proche de $130.0 \pm 5^\circ$,
- Et l'alignement postural sur la ligne de gravité.

Le tronc est modélisé dans les plans sagittaux par deux marqueurs : épaule (acromion) et hanche (grand trochanter). L'inclinaison correspond à l'angle entre le segment épaule-hanche et la verticale passant

par la hanche. Dans le plan frontal il est matérialisé par deux marqueurs placés en regard des vertèbres C7 et T10. L'inclinaison correspond à l'angle formé entre le segment C7-T10 et la verticale passant par le milieu du troussequin de la selle. Ce dernier est matérialisé par deux marqueurs placés sur les supports du socle arrière du dispositif (selle gauche et selle droite), le milieu de ce segment est ensuite calculé.

L'extension de la hanche est matérialisée par l'angle formé entre l'épaule, la hanche et le genou (épicondyle latérale distal du fémur). Celle du genou est modélisée par l'angle entre la hanche, le genou et la cheville (malléole externe).

L'alignement postural est visible par la position sur l'axe x de la tête (tempe), de l'épaule, de la hanche et de la cheville, dans les plans sagittaux. Et part l'alignement de la tête (occiput), du rachis (C7 et T10) avec le milieu du troussequin (coordonnées du milieu du segment selle-droite-selle gauche).

Ces paramètres doivent rester les plus stables possible quelle que soit l'allure à laquelle évolue le couple cavalier-cheval. Pour ce faire, le cavalier mobilise de façon indépendante son bassin pour accompagner les mouvements de la selle sans quitter le contact avec le siège de la selle. Ce dernier paramètre n'est cependant pas accessible à la mesure, puisque le prototype masque le bassin et le rachis lombaire du sujet. C'est pourquoi nous avons choisi la vertèbre T10 pour servir de repère. Pour le visualiser, la distance entre le milieu du troussequin et la vertèbre T10 est calculée.

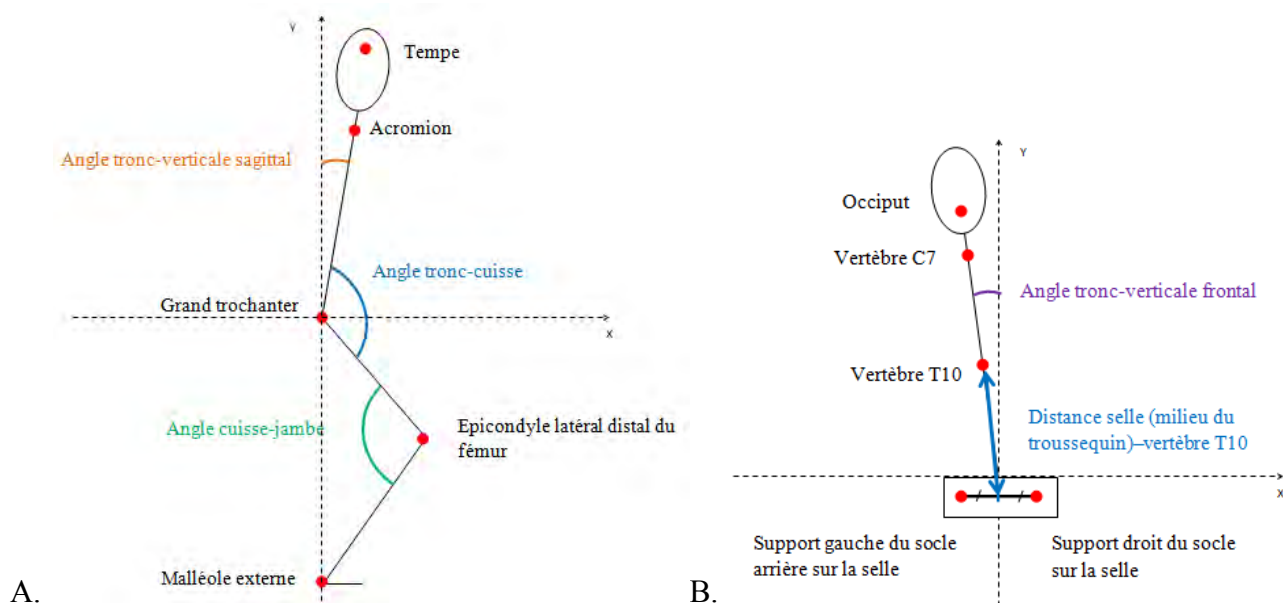


Figure n°17 : variables biomécaniques mesurées dans les plans sagittaux (A) et frontal (B).

Pour améliorer le contraste et rendre les marqueurs plus visibles sur les images, les marqueurs, de couleur noire, sont collés sur un fond jaune fluorescent de 9,5 x 9,5 cm. En effet, il n'a pas été possible de contrôler la couleur des vêtements des sujets du fait de la méthode de sélection des participants (cf. point II-1).

Puisqu'il s'agit d'une activité extérieure, et puisque les tests ont été réalisés entre les mois de février et de mai, les sujets étaient nécessairement habillés avec un pull. Pour limiter les erreurs expérimentales

liées aux déplacements des marqueurs sur les vêtements, ceux-ci ont été maintenus par des sangles élastiques à scratch pour les chevilles, genoux, cuisses et T10. Pour les autres, le déplacement a été limité par du scotch.

1.3.2. ENREGISTREMENT DES DONNEES

Les profils droit, gauche et arrière du cavalier sont filmés en continu par 3 caméscopes (mini-DV, Sony DCR-HC62) à une fréquence de 25Hz. Elles sont disposées à 6m à droite, 6m à gauche, 10m en arrière de la zone de mesure et à 1,4m du sol.

La zone de mesure correspond à un chemin de passage de 2m de large et de 6m de long. Il est matérialisé par des barres au sol. Les caméscopes sont installés perpendiculairement au chemin et au milieu du côté respectif de la zone. Le champ d'enregistrement de chaque caméscope est ajusté au plus près des barres de matérialisation de la zone d'enregistrement.

L'espace de mesure est ensuite calibré en 2D successivement pour chaque caméra à l'aide d'une équerre de 1m x 1,5m. L'origine du repère se situe au niveau des caméras latérales et perpendiculairement aux axes optiques. Il est ensuite matérialisé de part et d'autre par un plot. Cela permet d'analyser la posture du cavalier au plus près de l'origine du repère et ainsi de limiter les erreurs de mesures. La figure 18 visualise le dispositif.

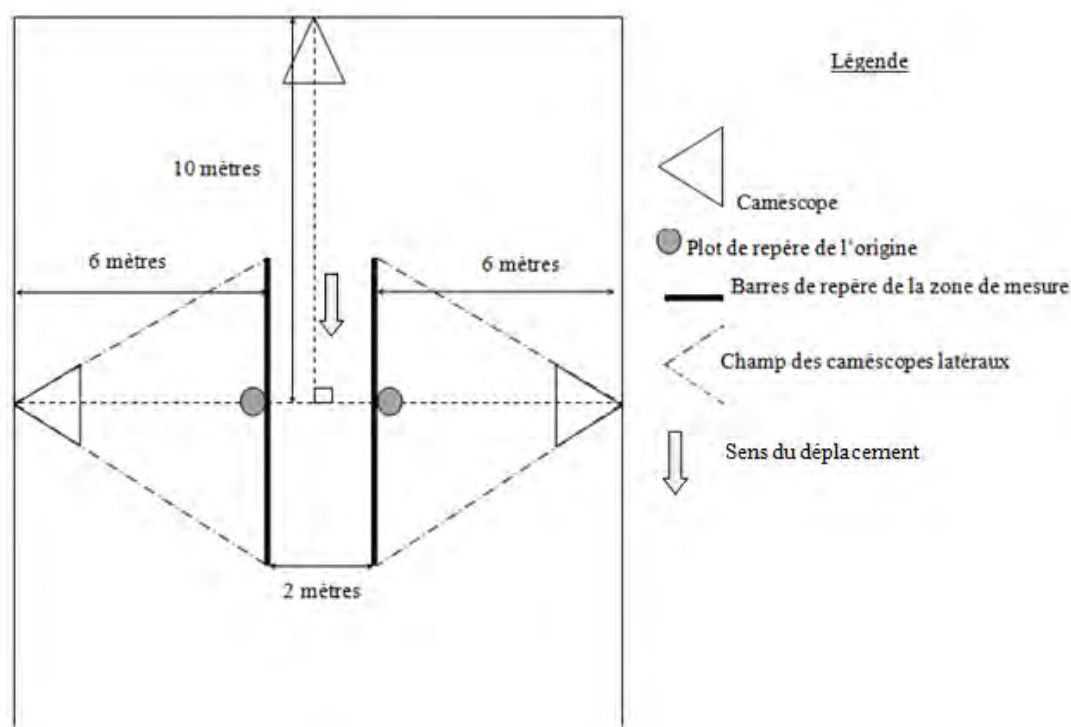


Figure n°18 : dispositif expérimental

1.3.3. PROCEDURE D'ACQUISITION ET DE TRAITEMENT DES DONNEES

L'obtention des résultats s'effectue en trois étapes (figure n°19) : la préparation des images pour l'analyse, l'obtention des coordonnées des marqueurs, et enfin les calculs de longueurs et d'angles sont effectués.

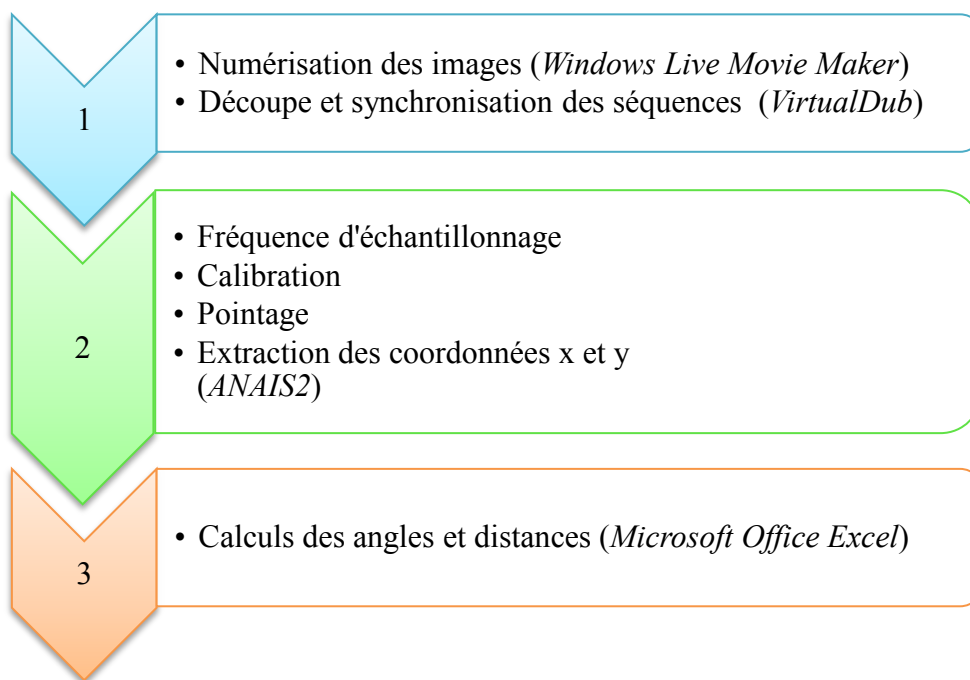


Figure n°19 : Processus d'acquisition et de traitement des données.

1.3.3.1. ETAPE 1 : PREPARATION DES IMAGES POUR L'ANALYSE

La préparation des images consiste en l'extraction des vidéos sous le format DVI-AVI à l'aide du logiciel Windows Live Movie Maker. Chaque vidéo est ensuite coupée à 25 images avec le logiciel VirtualDub. Au cours de cette opération, les images droites, gauches et arrières sont synchronisées à partir du cycle de marche de la monture pour les passages au pas et au trot, et à partir du contact initial du dernier pied se posant pour les arrêts. En cas de besoin, l'image est également traitée dans le but d'améliorer la visibilité des marqueurs.

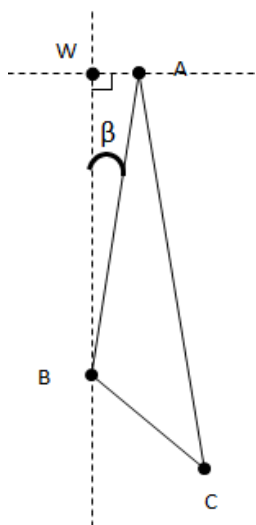
1.3.3.2. ETAPE 2 : OBTENTION DES COORDONNEES X ET Y

Les images sont ensuite étudiées avec le logiciel ANAIS2. Le traitement comporte quatre sous-étapes : le détramage, la calibration de l'espace, le pointage des marqueurs et l'extraction des données vers un fichier Excel. Le détramage des séquences permet d'augmenter la fréquence d'échantillonnage de 25 à 50 images par seconde. Pour chaque plan d'étude (droit, gauche et arrière), la calibration de l'espace est définie à partir d'une image de l'équerre de calibration (de dimensions connues). Les différents marqueurs sont

ensuite pointés et leurs positions spatiales sont évaluées par le logiciel. Enfin, les coordonnées obtenues sont extraites vers un fichier Excel.

1.3.3.3. ETAPE 3 : CALCULS DES PARAMETRES ANALYSES

A partir des coordonnées, les valeurs des variables étudiées sont calculées. Pour rappel, nous cherchons à connaître les valeurs de la distance selle-T10, ainsi que des angles tronc-verticale sagittal et frontal, tronc-cuisse et cuisse-jambe. Ces calculs ont été effectués dans un fichier Excel selon la méthodologie suivante :



Considérons trois points notés A, B et C, de coordonnées respectives $(x_A; y_A)$, $(x_B; y_B)$ et $(x_C; y_C)$, formant un triangle quelconque de côtés $|\overrightarrow{AB}|$, $|\overrightarrow{AC}|$ et $|\overrightarrow{BC}|$. La distance entre les points A et B est alors égale, en mètre, à :

$$|\overrightarrow{AB}| = \sqrt{(x_B - x_A)^2 + (y_B - y_A)^2}$$

Considérons à présent le triangle rectangle ABW, où W est le point d'intersection de la projection perpendiculaire de B sur la droite horizontale issue de A. L'angle β à une valeur en radian égale à :

$$\tan \beta_{radian} = \left(\frac{A_x - B_x}{A_y - B_y} \right) \leftrightarrow \beta_{radian} = \tan^{-1} \left(\frac{A_x - B_x}{A_y - B_y} \right)$$

Et une valeur en degré égale à :

$$\beta_{degré} = 180 \times \frac{\beta_{radian}}{\pi}$$

Concrètement, le point A pourrait représenter le marqueur de l'épaule, le point B celui de la hanche et le C celui du genou. L'angle calculé (β) serait celui de l'inclinaison antéropostérieure du tronc.

1.3.4. CHOIX DES IMAGES ANALYSEES

Selon le type de séquence, le nombre d'images étudiées varie. Cela est indiqué dans le tableau n°4 ci-dessous.

<i>Nombre d'images</i>		<i>Repère de sélection des images</i>
Arrêt	1	Milieu du temps d'arrêt total (soit la 25 ^{ème} image).
Pas	1	Image au point de calibration (lorsque la hanche du cavalier se trouve à la perpendiculaire de l'axe optique).
Trot	1	Temps haut de la foulée, soit l'image où le marqueur de la tempe/occiput est à son point le plus et au plus près de l'axe optique.
	1	Temps bas de la foulée, soit l'image où le marqueur de la tempe/occiput est à son point le plus bas et au plus près de l'axe optique.

Tableau n°4 : images analysées en fonction du type de séquence.

A l'arrêt, nous avons sélectionné l'image au milieu du temps d'arrêt afin d'éliminer les variations de position du cavalier liées à la phase d'arrêt du cheval, mais également celles liées à la fatigue du sujet.

En ce qui concerne les séquences au pas, le choix d'analyser l'image au niveau de l'axe optique, et non pas en fonction du cycle de marche du cheval, est lié à la volonté de limiter les erreurs de parallaxe. De plus, comme nous l'avons vu au cours du cadre théorique de ce travail, les variations de position au cours d'une foulée sont faibles (Byström et al., 2010 ; Galloux et al., 1995). Nous souhaitons alors contrôler l'erreur la plus importante.

Au trot, l'erreur de parallaxe est inférieure aux variations posturales, qui sont importantes (Byström et al., 2009 ; Galloux et al., 1995). Nous avons donc choisi d'analyser les positions extrêmes (temps haut et temps bas) du cavalier. L'erreur de parallaxe étant réduite au minimum en analysant ces positions au plus près de l'axe optique.

Pour chaque allure, chacun des trois passages est analysé.

1.4. PROCEDURE

Tout d'abord, le dispositif d'enregistrement est installé et la calibration est effectuée. La personne est informée de la procédure à suivre. Le cavalier et la selle sont ensuite équipés des marqueurs.

Le cavalier débute le test avec la selle ordinaire. Il effectue successivement trois arrêts, trois passages au pas et trois passages au trot (si possible). Les modules avant et arrière sont ensuite ajustés sur la selle, puis le participant effectue les mêmes passages dans le même ordre. Pour chaque condition de passage, la monture est tenue par un tiers. A chaque sortie de la zone de mesure, le meneur tourne successivement à droite ou à gauche afin que la courbe réalisée n'influence pas l'équilibration du cavalier.

2. ETUDE 2 : ANALYSE DES APPRENTISSAGES

L'objectif de cette étude est d'évaluer l'impact du dispositif sur les capacités du cavalier à réaliser certaines habiletés équestres. L'hypothèse est que si le dispositif améliore la stabilité du cavalier, ce dernier devrait pouvoir réaliser de nouveaux exercices.

2.1. PARTICIPANTS A L'ETUDE

Les participants ont été sélectionnés et catégorisés comme précisé précédemment pour l'étude 1. Néanmoins, afin de s'assurer que les participants ont les capacités fonctionnelles pour réaliser cette étude, ils ont été soumis un test dit de mobilité. Ce test est décrit au point 2.3. suivant.

Le groupe est constitué de 8 participants, dont un qui participe également à la précédente étude (sujet n°1). L'âge moyen des sujets est de 38 ± 12 ans. Les caractéristiques des participants sont présentées au le tableau n°5 suivant :

<i>Sujet</i>	<i>Déficiência</i>	<i>Score à l'EPA</i>	<i>Score de mobilité</i>
1	IMC quadriplégique spastique sévère associée à des troubles sensoriels	2	11
7	Déficiência intellectuelle avec troubles psychomoteurs associés	2	27
8	Déficiência intellectuelle avec troubles psychomoteurs associés	4	27
9	Déficiência intellectuelle avec troubles psychomoteurs associés	4	23
10	Déficiência intellectuelle avec troubles psychomoteurs associés	4	27
11	Déficiência intellectuelle avec troubles psychomoteurs associés	4	27
12	Déficiência intellectuelle avec troubles psychomoteurs associés	4	27
13	IMC quadriplégique spastique modérée avec troubles comportementaux associés	3	15

Tableau n°5 : caractéristique de la population de l'étude 2.

De même que pour l'étude 1, tous les participants (ou son responsable légal) signent l'autorisation de participation au protocole de recherche et d'exploitation des données recueillies sous le respect de l'anonymat. Toute personne présente lors des différents tests signe également le contrat de confidentialité.

2.2. MATERIEL OU STIMULI

Pour l'évaluation du niveau des participants, différentes variables ont été manipulées. Le cavalier passe dans deux conditions : avec une selle ordinaire puis, 6 semaines après, avec le dispositif modulaire. Les conditions sont effectuées selon trois modalités : à l'arrêt, au pas et au trot. Au cours de la réalisation de chaque modalité, le niveau du sujet est évalué sur 40 exercices : 8 à l'arrêt, 16 au pas et 16 au trot.

La variable mesurée (ou variable dépendante) est la réussite du cavalier pour chaque exercice de chaque modalité. On distingue trois niveaux de réussite : exercice réalisé ; exercice partiellement réalisé ; exercice non réalisé. Le détail du processus d'évaluation est présenté aux points 2.3 et 2.4 suivants.

De la même façon que pour l'étude 1, ont été contrôlés et standardisés la monture utilisée, l'enseignant d'équitation présent et le lieu de passation du test. L'ordre de passation des exercices et des modalités (arrêt, pas, trot) n'ont pas été fixés afin de ne pas influencer la confiance en soi et l'anxiété du cavalier (libre d'effectuer l'exercice voulu au moment souhaité ; nous permettons au cavalier de réaliser l'exercice lorsqu'il se sent prêt à le faire).

2.3. EQUIPEMENT

Le niveau du cavalier a été évalué au cours d'une séance réalisée avec le matériel habituel puis, dans un second temps, avec le dispositif modulaire. Pour cela, une grille de notation a été utilisée (cf. annexe n°1). Elle comprend 8 exercices à l'arrêt (partie A), 16 au pas (partie B) puis 16 au trot (partie C). Les exercices vont de difficulté croissante et sollicitent l'équilibration du participant (lâcher les mains, effectuer un virage serré, se pencher latéralement, etc.). Chacun d'entre eux est noté sur une échelle allant de 0 à 2 :

- Score = 0 : l'exercice demandé n'est pas effectué ou est effectué avec l'aide d'au moins une parade active ;
- Score = 1 : l'exercice est ébauché mais non réalisé ;
- Score = 2 : l'exercice est complètement réalisé et réussi.

En cas de score égal à 0 ou 1, l'enseignant vérifie que la consigne a été comprise et peut la reformuler. Si l'exercice est recommencé, le meilleur score est retenu.

Les exercices peuvent être réalisés aléatoirement. Par convention, si un exercice de difficulté supérieure est réussi, les exercices de difficulté inférieure sont validés. Les exercices volontairement non demandé, pour raison médicale par exemple, sont spécifiés et retirés du calcul du résultat final.

Les résultats sont ensuite calculés sous forme de pourcentage de réussite par partie (score à la partie sur le nombre d'item de cette même partie) puis pour le tout (somme des pourcentages de réussite des différentes parties sur le nombre de partie d'analyse).

L'interprétation des résultats obtenus se fait conjointement avec les résultats des tests d'Equilibre Postural Assis (EPA) (cf. point II-1. précédent) et de mobilité (cf. annexe n°2). Ce dernier a été conçu pour les besoins du protocole. Il cherche à évaluer la mobilité du sujet lorsqu'il est assis dans des conditions stables (c'est-à-dire sur un tabouret, sans appuis sur les pieds et les mains). Les mêmes exercices que ceux réalisés à cheval sont effectués dans ces conditions. L'échelle de notation est identique. La procédure de conception est identique à celle de la grille.

La grille d'évaluation du niveau a été élaborée pour les besoins du protocole sur la base du GMFM (Gross Motor Function Measure). En effet, il n'existe pas à notre connaissance d'outil validé adapté à ce cas particulier. Le GMFM est un outil d'observation standardisé, conçu et validé pour mesurer le changement dans la motricité fonctionnelle globale au fil du temps chez les enfants Infirmes Moteur Cérébraux (IMC). Pour la présente étude, nous avons repris la séparation des items en catégorie de niveau d'équilibre. Nous avons également intégré la même échelle de notation simplifiée à 3 niveaux (n'ébauche pas, ébauche, réussi) contre 4 (n'ébauche pas, ébauche, accomplit partiellement, réussi). En effet, la distinction entre le score « ébauche » et « accomplit partiellement » est difficile à établir. Ainsi, pour une utilisation simple et pour la reproductibilité des résultats, cette catégorie n'a pas été retenue. Enfin, le calcul des cotations sont identiques pour les deux outils.

De plus, au niveau équestre, les exercices constitutifs de la grille ont été vérifiés et validés par deux enseignants d'équitation spécialisés dans la prise en charge de personnes en situation de handicap.

En conclusion, la grille d'exercice reprend une méthode d'élaboration reconnue et validée scientifiquement. Elle se compose également d'exercices validés au niveau équestre. Ainsi, on peut estimer que les résultats obtenus seront fiables.

2.4. PROCEDURE

Pour l'évaluation initiale du niveau (avec la selle ordinaire), la procédure débute par le recueil des données générales (nom, prénom, etc.), par la passation de l'EPA et du test de mobilité dans un lieu calme. Le cavalier est ensuite informé du déroulement des exercices. Les exercices sont réalisés dans l'ordre souhaité par le cavalier et/ou l'enseignant et notés par un observateur (le même pour chaque évaluation dans

cette présente étude). A la fin, un entretien est réalisé à propos du ressenti du cavalier, de l'accompagnant et de l'enseignant.

Après l'évaluation initiale, les participants pratiquent avec le dispositif modulaire durant 6 semaines, à raison d'une heure par semaine. Une seconde évaluation, avec le prototype, est réalisée à l'issue de cette période. Elle se déroule comme décrit précédemment.

3. ETUDE 3 : ANALYSE DE L'ETAT EMOTIONNEL

L'objectif de cette étude est d'évaluer l'impact du prototype sur l'état émotionnel du cavalier. L'hypothèse est la suivante : si le dispositif améliore la stabilité, le sentiment de sécurité du cavalier devrait être amélioré. De ce fait, les affects négatifs, tels que l'anxiété, devraient diminuer.

3.1. PARTICIPANTS A L'ETUDE

L'état émotionnel de tous les participants des deux premières études a également été évalué au cours des tests biomécaniques (pour les sujets n°1 à n°6) ou au cours des séances d'évaluation de leur niveau (sujet n°1 et sujets n°7 à n°13). Par ailleurs, les personnes accompagnants le cavalier (le plus souvent un éducateur spécialisé) ainsi que l'enseignant d'équitation ont également été interrogés sur leur ressenti.

Au total, cette étude porte sur 30 participants : 13 cavaliers, 7 enseignants d'équitation et 10 professionnels médico-pédagogiques (éducateur spécialisé, kinésithérapeute, etc.).

3.2. EQUIPEMENT ET PROCEDURE

L'état émotionnel du cavalier, de son/ses accompagnant(s) et de l'enseignant d'équitation ressenti au cours du test ou de la séance est recueilli à l'aide d'un entretien semi-directif réalisé en fin de test/séance. L'objectif est d'évaluer la différence de ressenti entre les deux conditions (selle ordinaire versus prototype) selon 2 axes principaux : les affects positifs (calme, détente, enthousiasme, etc.) et les affects négatifs (peur, anxiété, fatigue, etc.). Au cours de l'entretien, la personne peut également faire part de toute autre remarque, notamment d'appréciation du prototype. Du fait des différentes pathologies dont sont atteints les participants et de leur diversité (déficience mentale, déficience sensorielle, poly-handicap, etc.), il est difficilement envisageable d'utiliser des questionnaires validés pour l'évaluation de l'humeur tels que le Physical Activity Affect Scale ou encore le Sport Anxiety Scale. Les thématiques abordées durant l'entretien ont cependant été sélectionnées sur la base de ces outils. De plus, au cours de la séance ou du test, certains indices

posturaux, comportementaux et contextuels sont également évalués. Ils concernent, par exemple, la présence de parades, l'état de relâchement musculaire global ou encore le besoin de s'agripper. La fiche d'évaluation vous est présentée en annexe n°3.

Par ailleurs, les accompagnants et l'enseignant d'équitation ont été interrogés sur leur perception de l'état émotionnel du cavalier et ses variations entre les deux conditions. Ils ont également été questionnés sur leur propre ressenti au cours des tests/séances et principalement durant la deuxième condition (avec le prototype). L'entretien semi-directif a été effectué comme décrit précédemment.

4. ETUDE 4 : ENQUETE DE SATISFACTION

Le dispositif modulaire dont fait l'objet ce travail est en cours de développement. L'objectif de cette étude est de vérifier qu'il correspond aux attentes, besoins et exigences des utilisateurs.

4.1. POPULATION CIBLE

L'enquête de satisfaction cible les cavaliers en situation de handicap, les équipes médico-pédagogiques impliquées dans un projet d'équitation et les professionnels du monde équestre, principalement les enseignants d'équitation prenant en charge des personnes en situation de handicap. Concrètement, les personnes interrogées sont les mêmes que pour l'étude 3.

4.2. EQUIPEMENT ET PROCEDURE

L'évaluation de l'adéquation entre les caractéristiques du prototype et les besoins réels des cavaliers en situation de handicap et des enseignants d'équitation a été réalisée à l'aide d'un questionnaire de satisfaction (cf. annexe n°4). La personne est interrogée sur son ressenti global mais également sur différents points précis du produit. Par exemples, il est demandé si le 'module avant' a gêné le cavalier au niveau des mains lorsqu'il est à cheval ; si les socles des modules représentent une gêne au monter ; ou encore si le dossier arrière est suffisamment confortable. A la fin du questionnaire, une enquête de marché est réalisée : la personne est interrogée sur sa volonté à acquérir un tel produit, sur le tarif envisageable ou encore sur les modalités d'achat (en pack ou séparément). Le questionnaire est distribué en fin de protocole après les 6 semaines de pratique avec le prototype.

Par ailleurs, l'entretien oral en fin de séance (ou test) permet de recueillir les impressions, attentes et/ou idées des personnes.

5. ARTICULATION DES QUATRE ETUDES AU SEIN DU PROTOCOLE GLOBAL

L'étude dont fait l'objet ce travail comporte quatre sous-parties distinctes ayant un objectif final commun : mettre en évidence les lacunes du prototype et vérifier son impact sur la pratique de l'équitation en vue d'une commercialisation. Ces quatre sous-parties concernent l'équilibre du cavalier, la capacité d'apprentissage des habiletés équestres, l'état émotionnel et l'adéquation du prototype avec les besoins et attentes des utilisateurs.

Au niveau de l'équilibre, nous cherchons à vérifier l'effet immédiat des modules sur l'équilibre du cavalier à travers une étude transversale de cas-croisé. Par ailleurs, nous avons souhaité vérifier son évolution avec une étude longitudinale de type pré-test/post-test. L'impact des modules sur les capacités d'apprentissage des habiletés équestres est évalué à l'aide d'une étude longitudinale de type cas-croisé. En ce qui concerne l'état émotionnel du cavalier, il est évalué à court et à long terme avec, respectivement, une étude transversale de type cas-croisé et une étude longitudinale de type pré/post-test. Enfin, l'enquête de satisfaction s'est déroulée en fin de protocole. Globalement, le protocole expérimental suit un modèle de type séries de cas-croisés.

Avant le début du protocole, deux tests préparatoires sont réalisés. Il s'agit d'un entretien oral initial avec les enseignants d'équitation concernés par l'étude et une analyse vidéo d'une séance montée avec le prototype. L'objectif est de vérifier que le dispositif modulaire est opérationnel et que le protocole peut être lancé. Le protocole débute à la semaine 1 par l'évaluation du niveau des cavaliers dans leur condition habituelle de monte et de leur état émotionnel. C'est également à cette occasion que les tests EPA et de mobilité, ainsi que le recueil de toutes les autres informations nécessaires, sont réalisés. A la semaine 2, le premier test biomécanique est réalisé, durant lequel l'état émotionnel est également évalué. Il s'en suit 6 semaines de pratique avec le prototype. Le second test de niveau est réalisé à la 9^{ème} semaine et le second test biomécanique à la 10^{ème} semaine : les deux tests sont couplés à une évaluation de l'état émotionnel. Les tests s'effectuent sur deux semaines à chaque fois car les participants ne viennent monter qu'une fois par semaine, sur un créneau horaire restreint, ce qui ne permet pas d'effectuer tous les tests consécutivement.

Le tableau n°6 ci-dessous récapitule en détail le design du protocole. La figure n°20 ci-après visualise les différentes étapes expérimentales au cours du temps.

<i>Partie de l'étude</i>	<i>Court terme</i>	<i>Long terme</i>
Equilibre	Cas-croisé	Pré/post-test
Apprentissages		Cas-croisé
Etat émotionnel	Cas-croisé	Pré/post-test
Adéquation avec les besoins du terrain		Questionnaire de satisfaction

Tableau n°6 : design du protocole

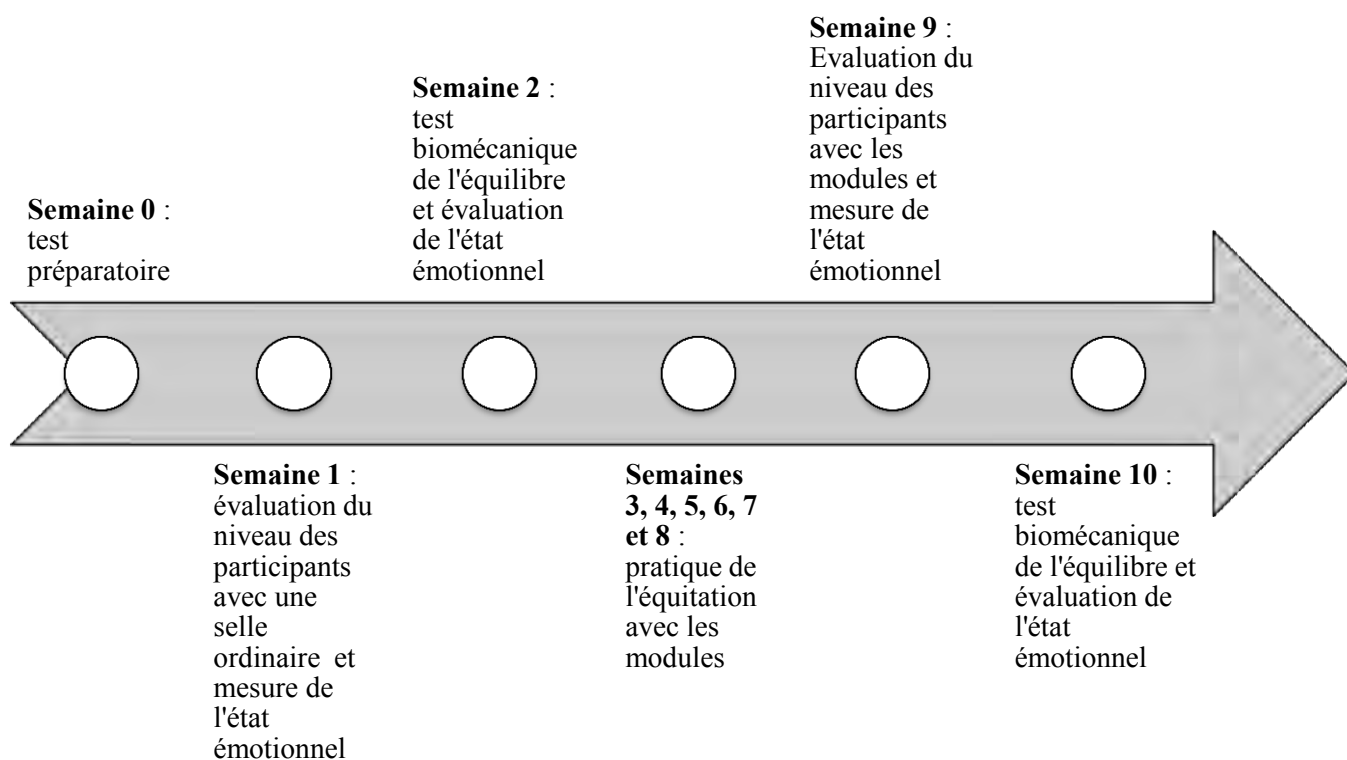


Figure n°20 : design du protocole

III- RESULTATS

Dans un premier temps, nous nous sommes attachés à évaluer la taille des erreurs pouvant influencer les résultats à l'étude biomécanique. Nous en présentons les résultats et les moyens employés pour les contrôler. Dans un second temps nous détaillerons les résultats obtenus pour les quatre études de ce travail.

1. ANALYSE DES ERREURS LIEES A L'ETUDE BIOMECHANIQUE

L'étude biomécanique (cf. chapitre II, point 1) repose sur l'estimation, à l'aide d'un système vidéo, de distances et d'angles entre les marqueurs positionnés sur le cavalier. La chaîne de mesure peut présenter différents types d'erreurs qu'il convient de quantifier :

- *Erreurs expérimentales* : perspectives, parallaxe entre le plan image de la caméra et celui du mouvement, position des marqueurs sur les vêtements et pointage de ces derniers ;

- *Erreurs instrumentales* : liées aux caméras utilisées, à la taille des marqueurs et à la dimension de l'espace dans lequel est réalisé le mouvement.

Il est alors indispensable de vérifier si ces erreurs ont un impact significatif sur les données à chaque étape du processus d'obtention des résultats. L'objectif est double : pouvoir interpréter les résultats de cette présente étude ; mais également évaluer la méthode expérimentale et justifier son utilisation dans un nouveau protocole expérimental.

1.1. ERREURS EXPERIMENTALES

1.1.1. ERREUR DE PERSPECTIVES

Les erreurs de perspectives surviennent lorsque le mouvement observé ne s'effectue pas dans le plan. Dans le cadre de ce travail, le déplacement des chevaux était défini par un corridor matérialisé au sol par des barres, limitant ainsi cette erreur.

1.1.2. ERREUR DE PARALLAXE

Le phénomène de parallaxe concerne l'incidence du changement de position de l'observateur sur l'observation d'un objet. L'erreur de parallaxe survient lorsque le sujet se trouve en-dehors de l'axe optique (ligne imaginaire passant par le milieu de l'objectif de chaque caméra). Elle augmente avec la distance objet-axe optique. Pour quantifier l'influence de cette erreur, nous avons filmé l'équerre de calibration à différents points du cheminement. L'angle et les dimensions de l'équerre de calibration sont calculés au niveau de l'axe optique ainsi qu'aux extrémités du champ de vue pour les profils droit et gauche (figure 21). Pour la vue arrière, ils sont calculés au niveau de l'axe optique des caméras latérales, à 2,5 mètres et 5 mètres en avant et en arrière de cet axe.

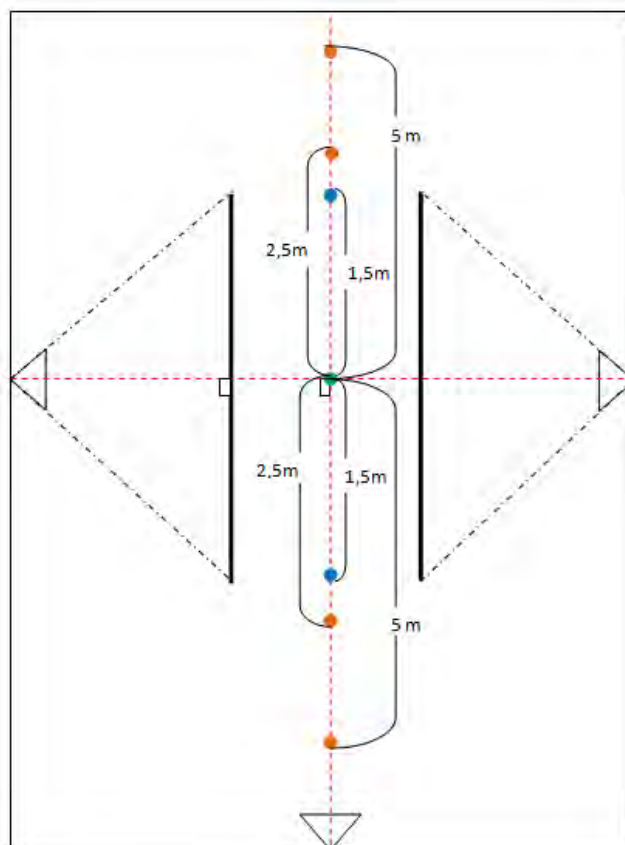


Figure n°21 : Mesure de l'erreur de parallaxe. En vert : à l'axe optique (lignes rouges) ; en bleu : positions pour les plans sagittaux ; en orange : positions pour le plan frontal.

		Distance	Angle
Plan sagittal droit	Axe optique	0,0	0,2
	1,5 m aval	0,0	2,2
	1,5 m amont	0,0	1,6
Plan sagittal gauche	Axe optique	0,0	0,1
	1,5 m aval	0,0	0,5
	1,5 m amont	0,0	2,0
Plan frontal	Axe optique	0,1	0,2
	+2,5 m en avant de l'axe optique	0,2	1,1
	+5 m en avant de l'axe optique	0,5	2,7
	-2,5 m en arrière de l'axe optique	0,1	1,4
	-5 m en arrière de l'axe optique	0,0	0,0

Tableau n°7 : Erreur de parallaxe – Ecart à la valeur vraie (en mètre pour les distances et en degré pour les angles).

Le tableau 7 présente les erreurs de parallaxe en fonction de la distance. Nous constatons que les distances et les angles sont affectés par l'erreur de parallaxe. En effet, l'écart à la valeur vraie augmente avec l'éloignement pour le plan frontal, et avec l'écart à l'axe optique pour les plans sagittaux.

Ce test met en évidence que les angles mesurés au point de calibration (à la perpendiculaire des deux caméras latérales) sont affectés d'une erreur inférieure à 0.2° dans les trois plans, et les distances de 0.1m dans le plan frontal. Pour notre protocole, ce type d'erreur a été limité par le choix des images analysées.

1.1.3. ERREURS LIEES AUX MARQUEURS

En ce qui concerne l'erreur liée à la position des marqueurs, elle a été minorée par la standardisation de leur placement. Chacun étant, en effet, positionné sur un point anatomique facilement repérable (comme, par exemple, la malléole externe). De plus, pour chaque manipulation, ils ont été placés par le même opérateur, limitant ainsi la variabilité inter-opérateurs.

1.1.4. ERREURS DE POINTAGE

Avec le logiciel ANAIS2, le pointage des marqueurs se fait manuellement. Deux types d'erreurs peuvent influencer les coordonnées x et y : la variabilité intra- et inter-opérateur de pointage.

1.1.4.1. VARIABILITE INTRA-OPERATEUR

Pour connaître l'influence du pointage manuel sur les paramètres étudiés, les marqueurs d'une même image, une pour le plan sagittal et l'image correspondante pour le plan frontal, ont été pointés 15 fois par le même opérateur. Dans chaque cas, les paramètres étudiés ont été calculés (cf. chapitre II, point 1, sous-partie 1.4). Les résultats (annexe n°5) indiquent des coefficients de variations faibles pour les coordonnées x et y, et les distances calculées. Cependant, il augmente pour les angles calculés. Le seuil de significativité de chaque paramètre est ensuite déterminé à partir des intervalles de confiance à 95% et 68%. Ils sont présentés dans le tableau n°8 suivant.

<i>Variable</i>	<i>Seuil de significativité à 95%</i>	<i>Seuil de significativité à 68%</i>
Distance selle-T10	> 0,12 m	> 0,06m
Angle tronc-vertical frontal	> $5,9^\circ$	> $2,8^\circ$
Angle tronc-verticale sagittal	> $2,9^\circ$	> 1°
Angle tronc-cuisse	> 4°	> 2°
Angle cuisse-jambe	> $5,5^\circ$	> $2,7^\circ$

Tableau n°8 : Seuil de significativité à 95% et 66% pour les différentes variables dépendantes.

Dans ce travail, les différences calculées sont supérieures à ces marges d'erreur. La variabilité mesurée est celle de l'opérateur ayant pointé toutes les images pour ce présent travail.

1.1.4.2. VARIABILITE INTER-OPERATEURS

De la même façon que précédemment, on s'est intéressé à l'influence de l'opérateur sur la variabilité des coordonnées x et y obtenues. Pour cela, 9 autres opérateurs pointent les 5 marqueurs d'une vue sagittale. Nous observons que l'erreur est amplifiée de 4% pour les distances et de 70% pour les angles. Afin de limiter cette erreur, et pour notre étude, toutes les images ont été pointées par un même opérateur entraîné.

1.1.5. CONCLUSION SUR LES ERREURS EXPERIMENTALES

Nous avons identifié quatre erreurs pré-analytiques expérimentales pouvant influencer les résultats de l'étude biomécanique. Celles-ci ont été limitées par la standardisation du protocole : placement des caméras, corridor d'exécution du mouvement, choix des images analysées, fixation des marqueurs et traitement par un même opérateur.

Mais outre les erreurs liées aux choix méthodologiques et aux opérateurs, les résultats peuvent également être influencés par celles liées au matériel d'acquisition lui-même.

1.2. ERREURS INSTRUMENTALES

Comme nous l'avons spécifié précédemment, les erreurs instrumentales pouvant interférer avec les résultats obtenus dans ce travail sont liées aux caméras utilisées, à la taille des marqueurs et à la dimension de l'espace dans lequel est réalisé le mouvement.

1.2.1. ERREUR LIEE A LA FREQUENCE D'ACQUISITION

Pour les séquences d'analyse du trot, nous pouvons rencontrer une erreur liée à la fréquence d'acquisition. En effet, le théorème d'échantillonnage stipule que le signal doit être échantillonné à une fréquence au moins deux fois supérieure à la plus haute fréquence présente dans le signal lui-même. L'utilisation de fréquences trop faibles peut entraîner des erreurs dites d'« aliasing » c'est-à-dire l'apparition de fréquences erronées, non présentes dans le signal original. Nous avons enregistré le mouvement du trot à une fréquence de 50Hz. Or, Byström et al. (2009) soulignent que cette fréquence est trop faible pour l'analyse au trot et préconisent une fréquence d'acquisition de 140 à 240 Hz.

Toutefois, pour notre étude, nous n'avons pas étudié les mouvements du cavalier au cours d'une foulée de trot mais à deux instants t : le temps haut et le temps bas de la foulée. La fréquence d'acquisition ne revête alors pas une limitation majeure ici.

1.2.2. TAILLE DES MARQUEURS

La taille des marqueurs utilisés est volontairement importante (4 x 4 cm) car le mouvement étudié s'effectue dans un volume d'étude de grande dimensions. En effet, lors des tests préparatoires les marqueurs utilisés étaient de 2 x 2 cm. A l'étape du pointage, ils ont été difficilement repérables sur l'écran du logiciel ANAIS2, augmentant ainsi la variabilité du pointage. Leur taille a donc été augmentée, diminuant la précision du repérage du point anatomique mais augmentant la précision du pointage.

1.2.3. ERREURS LIEES AUX DIMENSIONS DE L'ESPACE DE REALISATION DU MOUVEMENT MESURE

L'espace d'étude du mouvement a été réduit aux dimensions minimums nécessaires pour observer une foulée de trot complète. Il caractérise le volume de calibration qui définit la résolution numérique de l'espace métrique dépendante du nombre de pixels des caméras ; de ces données dépendent les positions réelles des marqueurs. Le volume maximal de calibration (ou espace de mesure) est de 30m^3 (soit 6 x 2 x 2.5 mètre). Afin de vérifier l'influence de la calibration sur les données interprétées, un angle de référence, de valeur connue et situé sur l'axe optique des caméras latérales, a été calculé pour différentes calibrations : plan calibré aux extrémités du plan sagittal (soit 1.5 mètre de l'axe optique), à 5 mètres en arrière et à 5 mètres en avant de l'axe optique des caméras latérales dans le plan frontal (figure 21). Les résultats sont visibles dans le tableau suivant.

<i>Calibration</i>	<i>Erreur sur la distance (mètre)</i>	<i>Erreur sur l'angle (degré)</i>
A l'axe optique, plan sagittal	0,0	0,1
A l'axe optique, plan frontal	0,1	0,2
1,5 m de l'axe optique, plan sagittal	0,5	1,7
2,5 m en avant de l'axe optique, plan frontal	0,4	0,2
5 m en avant de l'axe optique, plan frontal	0,8	3,7
2,5 m en arrière de l'axe optique, plan frontal	0,3	2,4
5 m en arrière de l'axe optique, plan frontal	0,5	4,0

Tableau n°9 : Erreur liée à la calibration. Les valeurs représentent l'écart entre la valeur mesurée et la valeur vraie.

Ainsi, lorsque la calibration n'est pas effectuée à l'axe optique, nous constatons une erreur systématique sur les valeurs des distances et angles. Cette erreur augmente avec l'éloignement du point de calibration à l'axe optique des caméras latérales. Toutefois, si la calibration a très certainement légèrement variée entre les différents tests réalisés dans notre étude, nous pouvons toutefois affirmer que la distance entre l'axe optique et le point de calibration n'a jamais dépassé 0,3 mètre. Ainsi, l'erreur systématique est proche de $0,1^\circ$ dans le plan sagittal et de $0,2^\circ$ dans le plan frontal. L'erreur liée à la calibration est donc négligeable pour notre étude.

1.3. CONCLUSION SUR LES ERREURS DE L'ETUDE BIOMECHANIQUE

Les erreurs liées à la chaîne de mesure de l'analyse 2D ont été identifiées, quantifiées et contrôlées. Leur analyse permet une interprétation cohérente des résultats obtenus. Elle indique également que le protocole peut être utilisé pour une étude future.

2. ETUDE 1 : ANALYSE BIOMECHANIQUE DE L'EQUILIBRE

Pour rappel, l'objectif de cette étude est de quantifier la posture et la stabilité du cavalier dans deux conditions de pratique : avec une selle ordinaire et avec le dispositif modulaire. Un test non paramétrique de Wilcoxon a été réalisé pour vérifier la significativité des résultats obtenus.

2.1. CATEGORIE POSTURALE 0

Cette catégorie concerne un cavalier atteint d'IMC dyskinétique hypotonique globale sévère. Il ne peut pas se maintenir assis sans appuis dorsal et ventral. En conditions habituelles, il monte soit en binôme avec l'enseignant d'équitation qui le soutient en arrière, soit avec un corset fixé par des bandes scratch à la selle. L'essai avec le prototype démontre qu'il n'est pas adapté, même avec le dossier coque, à un tel degré d'atteinte du maintien postural. En effet, le cavalier doit être maintenu par deux parades actives au niveau des épaules. Sans ces parades, le cavalier s'effondre et tombe.

2.2. CATEGORIE POSTURALE 2

Pour rappel, cette catégorie est composée des sujets n°1 et n°5. Ils sont tous deux atteints d'IMC quadriplégique spastique, plus sévère chez le sujet n°5.

2.2.1. SUJET 5

La sévérité de la spasticité du sujet n°5 ne lui permet pas une abduction et extension de hanche suffisante pour se tenir à cheval. La pratique de l'équitation ne lui est permise qu'avec deux parades actives et sur des temps courts (moins de 10 minutes). Aux vues de ces difficultés, il n'a pas été possible d'effectuer le test biomécanique. Un test hors caméras a toutefois été réalisé. Sans le prototype, le cavalier est assis jambes à 90° (angle jambe-cuisse), l'angle cuisse-tronc est inférieur à 90° et le cavalier est couché sur l'encolure du cheval. Son redressement n'est possible qu'avec le soutien de deux personnes lui permettant de pivoter sur son assise sans ouverture des angles. Lorsque le prototype est installé, le cavalier peut maintenir une position verticale du tronc sans aide extérieure et avec une légère ouverture des angles (figure n°22). Nous constatons une amélioration de sa posture.



Figure n°22 : Position du participant n°5 avec le prototype (en photo et schématisée en vert) et la selle ordinaire (représentée en rouge).

2.2.2. SUJET 1

Pour ce sujet, en plus de la comparaison selle ordinaire-dispositif modulaire, un test complémentaire a été réalisé. En effet, nous avons profité des délais de programmation des autres tests biomécaniques pour comparer l'effet stabilisateur de la surselle (cf. figure 14 p.22) à celui du dispositif modulaire avec ce sujet. Ce test nous permet de visualiser, à titre indicatif pour ce sujet, si le prototype apporte une aide supplémentaire au cavalier comparé au matériel déjà existant.

2.2.2.1. SELLE ORDINAIRE ET PROTOTYPE

- A l'arrêt

Les prises de mesures à l'arrêt nous renseignent sur l'impact du matériel utilisé sur la posture du sujet et sur son équilibre statique. La posture, identifiée à partir des valeurs angulaires et de l'alignement spatial des articulations, s'améliore vers la posture de référence avec une normalisation des valeurs angulaires et du tonus musculaire.

En effet, les résultats (annexe 5) indiquent une diminution significative de l'extension des hanches ($p=0.004$) et des genoux ($p=0.02$) droits pour la condition de monte avec le prototype (figure 23). Il n'y a pas de différence pour les membres gauches. Avec la selle ordinaire, l'extension des deux hanches est nettement supérieure à la valeur de référence (de $130\pm 5^\circ$) ce qui indique une antéversion du bassin, le rachis lombaire est en hyperlordose. Dans le cas du prototype, l'extension des hanches se normalise et le rachis lombaire du sujet est en position physiologique. Par ailleurs, le test non paramétrique de Wilcoxon n'indique aucune différence significative en ce qui concerne les inclinaisons antéropostérieures et latérales du tronc. Le sujet est, en moyenne, incliné de $9\pm 2^\circ$ dans le sens antéropostérieur et de $4,5\pm 0,2^\circ$ latéralement. Nous constatons toutefois une diminution des inclinaisons antéropostérieures maximales mesurées dans le cas du prototype (20.7° contre 34.7° avec la selle ordinaire). Toutes ces valeurs indiquent également que l'alignement postural (cf. chapitre I) n'est pas respecté quelle que soit la condition de pratique.

D'autre part, la stabilité de la posture du cavalier est influencée par sa symétrie. Les résultats indiquent une symétrie des membres inférieurs plus importante dans le cas de la selle ordinaire. La différence entre les deux conditions est supérieure pour l'angle tronc-cuisse comparée à l'angle cuisse-jambe. Enfin, l'analyse vidéo souligne une diminution du tonus musculaire global dans la seconde condition comparé à la selle anglaise.

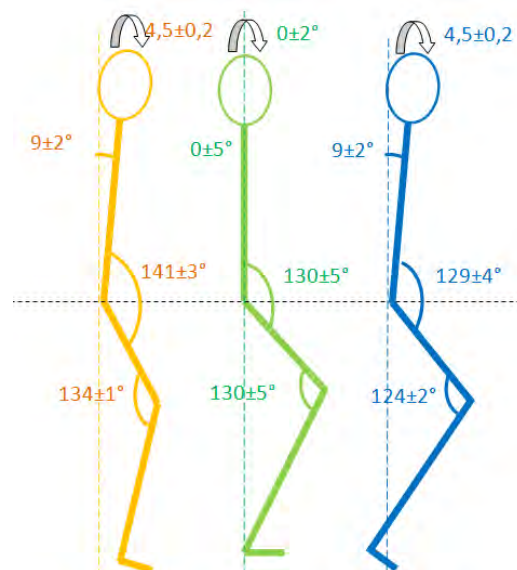


Figure n°23 : Schéma représentatif, sans échelle, de la position de référence (au centre), position mesurée avec la selle ordinaire (à gauche) et de la position mesurée avec le dispositif modulaire (à droite) à l'arrêt. Vue sagittale droite.

- A l'allure du pas

Les passages au pas, nous renseignent sur la stabilité du cavalier lors d'une condition dynamique induisant de faibles perturbations. Nous visualisons l'effet stabilisateur du matériel employé. Comme pour la posture à l'arrêt, au pas elle s'améliore vers la posture de référence avec une normalisation des valeurs angulaires, de la symétrie posturale et du tonus musculaire.

Les résultats (annexe 5) montrent une diminution significative de l'extension des hanches et des genoux droits ($p=0,0004$ pour les deux) et gauches ($p=0,008$ pour la hanche et $p=0,0004$ pour le genou) avec le dispositif modulaire comparé à la selle ordinaire. En ce qui concerne les hanches, comme à l'arrêt, le sujet est en hyper extension et en hyperlordose lombaire avec la selle, contrairement à la seconde condition où les positions des membres inférieurs et du rachis lombaire sont normalisées. Les résultats indiquent également une diminution des inclinaisons antéropostérieures ($p=0,0007$ pour le profil droit et $p=0,01$ pour le profil gauche) et latérales ($p=0,0007$) du tronc lorsque le sujet utilise le dispositif modulaire. La figure 24, ci après, visualise les positions mesurées au pas.

Concernant la symétrie posturale, les résultats soulignent qu'elle s'améliore avec le dispositif modulaire. Cela est plus marqué pour l'angle tronc-cuisse par rapport à l'angle cuisse-jambe. Par ailleurs, l'analyse vidéo souligne, comme pour les séquences à l'arrêt, que le sujet est plus relâché dans la deuxième condition.

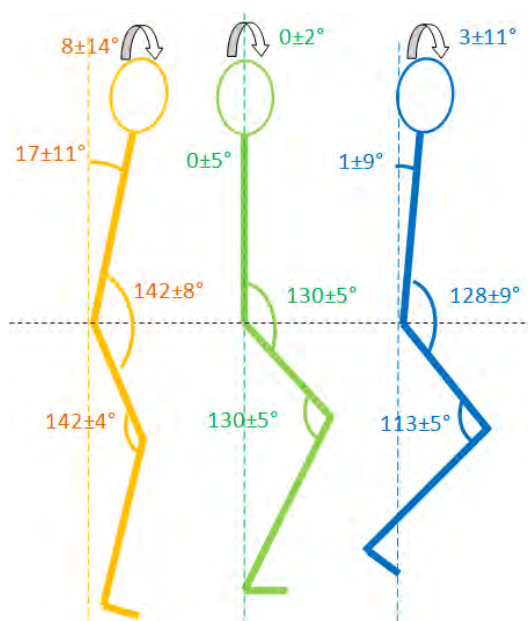


Figure n°24 : Schéma représentatif, sans échelle, de la position de référence (au centre), position mesurée avec la selle ordinaire (à gauche) et de la position mesurée avec le dispositif modulaire (à droite) au pas. Valeurs angulaires sagittales droites et inclinaison frontale (flèches).

- A l'allure du trot

Les séquences au trot nous renseignent, quant à elles, sur la stabilité dynamique du cavalier au cours de perturbations importantes de l'équilibre (cf. partie I de ce travail). Avec la selle ordinaire le trot n'est pas

réalisable. En effet, hors du champ d'étude, le sujet a chuté au bout de quelques foulées seulement. A l'inverse, il a été possible de trotter avec le prototype. Cela indique une amélioration majeure de la stabilité du cavalier lorsque la selle est équipée du dispositif modulaire.

Ainsi, pour chaque allure, les résultats indiquent une amélioration de tous les paramètres lorsque le sujet monte avec le dispositif modulaire : normalisation des valeurs angulaires et de la symétrie posturale, amélioration de la stabilité et du relâchement physique. L'amélioration de la stabilité est majeure puisque le sujet a pu trotter avec le dispositif modulaire mais pas avec la selle ordinaire.

2.2.2.2. SURSELLE ET PROTOTYPE

Si les résultats n'indiquent pas de différence significative entre les deux conditions à l'arrêt, ils mettent en évidence des différences au pas et au trot. En effet, lorsque la selle est équipée du dispositif, il y a une diminution de l'extension des hanches et du genou droit, mais également une augmentation pour le genou gauche. Lorsque le sujet monte avec la surselle (figure 14), l'extension de ses hanches (droite et gauche) est supérieure à la valeur de référence ($141 \pm 2^\circ$ contre $130 \pm 5^\circ$). Le bassin du sujet tend vers l'antéversion et son rachis vers l'hyperlordose. Avec le dispositif modulaire, l'extension de hanche correspond à celle préconisée. Au niveau des genoux, quelle que soit la condition, leur extension est inférieure à celle de référence. L'écart est plus important pour le genou gauche lorsque la selle est équipée de la surselle. C'est l'inverse pour le genou droit. Les résultats indiquent également une diminution des inclinaisons antéropostérieures et latérales pour le prototype au pas et au trot. De plus, au trot, l'un des indicateurs les plus révélateurs de la stabilité du cavalier est ses déplacements verticaux hors de l'assise de la selle (évalué par la distance selle-vertèbre T10). Les résultats indiquent que ces déplacements sont inférieurs dans le cas du dispositif modulaire ($p=0.001$).

Aux vues de ces résultats, nous pouvons donc conclure que le prototype a un effet stabilisateur supérieur à celui de la surselle pour ce sujet. Il serait intéressant d'effectuer une étude comparative entre ces deux types d'adaptation de la selle pour confirmer cet effet.

2.2.2.3. CONCLUSION POUR LE SUJET 1

En conclusion, le dispositif modulaire améliore la posture et la stabilité tout en permettant la décontraction du sujet. De plus, son intérêt serait confirmé puisqu'il offre une aide plus importante et adéquate au sujet que la surselle, matériel avec lequel il monte habituellement. Il offre également la possibilité de pratiquer l'équitation au sujet n°5. Ainsi, pour les sujets de cette catégorie posturale, les résultats soulignent un effet positif.

La partie suivante s'intéresse aux personnes présentant des déficits posturaux moins importants.

2.3. CATEGORIE POSTURALE 4

Cette catégorie d'équilibre postural comprend trois sujets. Un d'entre eux est atteint d'hémiplégie gauche (sujet 2), les deux autres sont atteints d'un handicap sensoriel et intellectuel avec troubles psychomoteurs associés (sujets 3 et 4). Le test de Brun et al. (1991) souligne qu'ils ont les capacités posturales nécessaires pour le maintien de la posture assise malgré des perturbations extérieures de leur équilibre (cf. partie I, point 1.1).

Le test non paramétrique de Wilcoxon indique qu'il n'y a pas différence significative entre les deux conditions, quel que soit le cavalier. Dans chaque cas, les résultats indiquent une tendance à l'hyper extension des hanches, plus importante lorsque le sujet monte avec le dispositif. Au niveau du tronc, les résultats soulignent que la posture est proche de celle de référence, quelle que soit l'allure et la condition. Les étendues de valeurs de chaque paramètre sont, par ailleurs, plus importantes pour la deuxième condition.

D'autre part, l'analyse vidéo nous permet de constater, chez les trois sujets, une tendance à l'effondrement postural caractérisée par une flexion du rachis et un rejet du tronc vers l'arrière lors des passages avec le dispositif modulaire. De plus, les étendues de valeurs mesurées sont plus importantes dans la deuxième condition. Cela souligne un relâchement global du sujet.

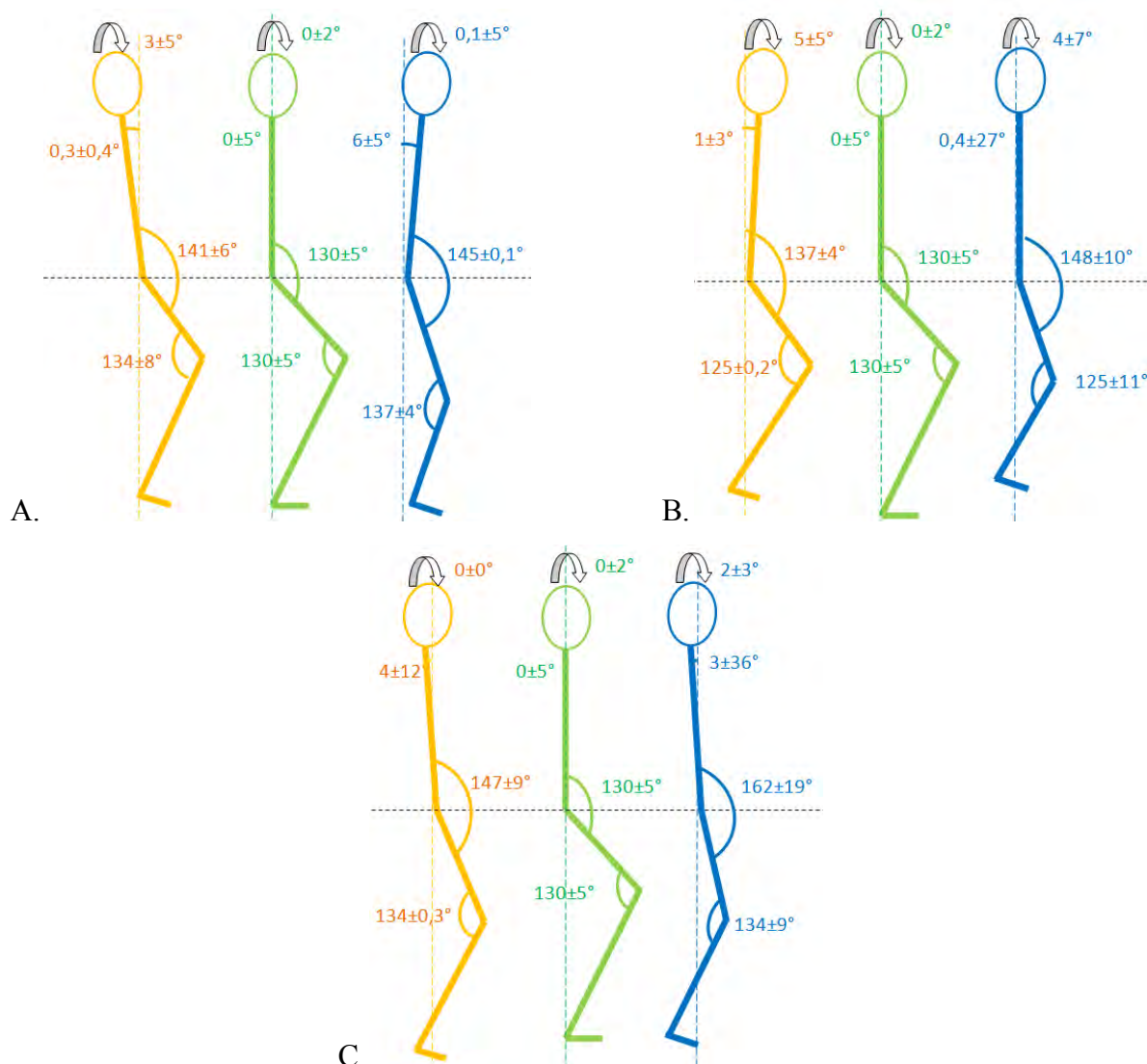


Figure n°25 : (A) sujet n°2, (B) sujet n°3 et (C) sujet n°4. Schéma représentatif, sans échelle, de la position de référence (au centre), position mesurée avec la selle ordinaire (à gauche) et de la position mesurée avec le dispositif modulaire (à droite) au pas. Valeurs angulaires sagittales droites et inclinaison frontale (flèches).

3. ETUDE 2 : IMPACT SUR LES APPRENTISSAGES

Le niveau de chaque cavalier est évalué sur 40 exercices réalisés à l'arrêt, au pas et au trot dans deux conditions de pratique : avec une selle ordinaire et avec le prototype. Les retards de production du prototype n'ont pas permis de mettre en place l'étude longitudinale : les cavaliers n'ont pas pu pratiquer sur plusieurs séances avec le dispositif. Néanmoins, malgré l'absence d'une période d'habituance, nous avons tout de même souhaité effectuer les deux évaluations afin de confirmer l'outil de mesure utilisé. Les deux évaluations ont donc été menées sans séances de travail intermédiaires avec le prototype.

Un test de Wilcoxon est réalisé pour évaluer l'effet du prototype sur les apprentissages. Il n'indique pas de différence significative entre les deux conditions quelle que soit l'allure.

Les résultats obtenus (tableau 10) montrent qu'il n'y a pas de différences de niveau intra-individuelles à l'arrêt et au pas. Néanmoins, ils soulignent des variations au trot entre les deux conditions. Quatre participants augmentent leur score lorsqu'ils utilisent le prototype (deux le double, les deux autres le triple). Pour deux autres sujets, les résultats n'indiquent pas de changement entre les deux conditions. Enfin, pour deux cavaliers, le taux de réussite chute significativement dans la deuxième condition comparé à la selle ordinaire. Nous remarquons donc une tendance à l'amélioration pour le trot.

Sujet n°	Arrêt – selle ordinaire	Arrêt - prototype	Pas – selle ordinaire	Pas - prototype	Trot – selle ordinaire	Trot – prototype	Total – selle ordinaire	Total - prototype
7	100,0	100,0	100,0	100,0	43,8	25,0	81,3	75,0
8	100,0	100,0	93,8	93,8	6,3	12,5	66,7	68,8
9	100,0	100,0	90,6	93,8	6,3	25,0	65,6	72,9
10	100,0	100,0	96,9	93,8	12,5	12,5	69,8	68,8
11	100,0	100,0	100,0	93,8	46,9	12,5	82,3	68,8
12	100,0	100,0	96,9	93,8	3,1	12,5	66,7	68,8
1	62,5	62,5	81,3	81,3	37,5	59,4	60,4	67,7
13	90,0	90,0	78,1	78,1	31,3	34,4	66,5	67,5
μ	94,1	94,1	92,2	91,1	23,5	24,2	69,9	69,8

Tableau n°10 : Valeurs en pourcentage de réussite aux exercices selon l'allure et la condition de monte. μ = moyenne.

Par ailleurs, les observations et discussions avec les enseignants d'équitation soulignent que les exercices demandés concordent avec les habiletés équestres que nous souhaitons évaluer. De même, les tests effectués confirment que le degré d'exercice maximal de la grille est cohérent avec cette population. En effet, aucun participant n'a atteint le niveau maximal. En collaboration avec le Comité Régional d'Equitation du Poitou-Charentes, cette étude est planifiée dans plusieurs centres équestres pour une durée initiale de six mois. Elle débutera après modifications du prototype en fonction des résultats de ce présent travail.

4. ETUDE 3 : IMPACT SUR LE RESSENTI

Nous constatons des différences notables (annexe 7) au niveau de la fréquence d'observation de plusieurs indices posturaux et comportementaux entre les deux conditions (selle ordinaire VS dispositif modulaire).

Pour un sujet (sujet 6, catégorie posturale 0), l'évaluation n'a pas pu être menée. En effet, ses capacités posturales ne le permettent pas (cf. partie III, point 2.1). Son observation au cours de la tentative montre globalement un impact négatif sur son ressenti. Les résultats suivants ne tiennent pas compte de ce sujet.

Pour tous les autres participants, nous constatons des différences au niveau de la présence des parades. Dans la condition 1 (selle ordinaire), pour tous les cavaliers une à deux parades actives (maintenant la personne au niveau des jambes) est nécessaire au pas et au trot (lorsqu'il a été réalisé). Une parade passive (sans action de maintien) est nécessaire à l'arrêt. A l'inverse, dans la condition 2 (selle équipée du dispositif modulaire), une parade passive est nécessaire seulement au trot. Au niveau du tonus, nous observons un relâchement général du tonus entre les conditions 1 et 2 pour la moitié des participants. Pour les autres les indices relevés indiquent une détérioration par rapport à la condition 1.

Pour la moitié des participants (54%), nous observons que de nouveaux exercices sont tentés, principalement l'allure du trot, dans la deuxième condition alors que le cavalier et/ou l'enseignant et/ou l'éducateur avait refusé d'en faire avec la selle ordinaire.

Au niveau des indices émotionnels, chez 38.5% des participants nous constatons des sourires et rires dans la deuxième condition comparée à la première. Aucune détérioration de cet indice n'a été relevée pour la condition 2 comparé à la condition 1.

En ce qui concerne le besoin de se tenir à un point stable, on observe qu'il est présent dans les deux conditions pour tous les participants. Toutefois, tous confirment que la poignée du prototype offre une prise plus stable, plus accessible, et plus confortable que le pommeau ou la crinière habituellement utilisés. 69% des cavaliers ont pu lâcher les deux mains à chaque allure lorsqu'il est équipé des modules contre seulement 31% avec la selle ordinaire.

La variation des indices posturaux et comportementaux évalués est confirmée par les entretiens réalisés en fin de séance. En effet, les personnes indiquent toutes une diminution de leurs ressentis négatifs (affects négatifs d'anxiété et d'appréhension) et une amélioration des affects positifs (confiance, optimisme, calme). Ainsi, tous ces indices indiquent une diminution de l'appréhension, de l'anxiété et de la peur lorsque la selle d'équitation est équipée du dispositif modulaire.

5. ETUDE 4 : ENQUETE DE SATISFACTION

Les retards de production du prototype n'ont pas permis de mettre en place les études longitudinales. Dans ces conditions, l'utilisation du questionnaire n'est pas cohérente puisqu'il est construit pour évaluer la satisfaction des usagers après utilisation du dispositif. Nous avons alors adapté notre enquête de satisfaction dans le but de recueillir les premières impressions des personnes. Pour cela, nous avons exploité les entretiens prévus pour les études précédentes en y intégrant des questions sur le dispositif lui-même. Ces discussions permettent de compléter et de confronter notre expertise avec le point de vu d'utilisateurs extérieurs. Ces confrontations contribueront à la détermination des ajustements à réaliser sur le dispositif avant sa commercialisation.

A partir des nouvelles données recueillies tout au long de ce travail, le questionnaire est vérifié et complété. Il sera disponible pour les études longitudinales qui vont débiter sous peu.

6. CORRELATION INTER-ETUDES ET CONCLUSION

Les résultats des différentes études soulignent la présence d'un effet positif du dispositif modulaire sur les paramètres biomécanique de la stabilité et de l'équilibre, sur la réalisation d'habiletés équestres et sur l'état émotionnel du cavalier. Nous allons maintenant essayer de comprendre ces effets et les expliquer. L'objectif est de vérifier si les caractéristiques du prototype sont cohérentes avec les objectifs qu'il vise mais également avec les besoins et les attentes des usagers.

IV- DISCUSSION

Ce présent travail a comme objectif de confirmer les caractéristiques d'un nouveau dispositif modulaire d'adaptation de la selle d'équitation pour les personnes en situation de handicap. Pour cela, le prototype a été évalué selon quatre axes d'études distincts : biomécanique, pédagogique, psychologique et commercial. Nous allons maintenant tenter de visualiser et de comprendre les différents effets du prototype sur les conditions de pratique des cavaliers en situation de handicap. Après quoi, nous présenterons le processus de conception du prototype dans ses caractéristiques définitives.

1. APPORTS ET LIMITES DU PROTOTYPE

1.1. INTERPRETATION DES RESULTATS DE L'ETUDE 1

L'étude s'est déroulée avec six participants répartis selon leurs capacités posturales : capacités posturales faibles ou nulles (catégorie 0, un sujet), capacités posturales modérées (catégorie 2, deux sujets) et capacités posturales normales ou faiblement déficitaires (catégorie 4, trois sujets). Globalement, les résultats soulignent une tendance à l'amélioration de la posture, de la stabilité et du relâchement musculaire. Toutefois, nous observons une variabilité en fonction de la catégorie posturale considérée.

1.1.1. APPORTS ET LIMITES DU PROTOTYPE POUR LES PERSONNES DE CATEGORIE POSTURALE 0

Pour ce cavalier, les résultats montrent que le dispositif ne répond pas à ses besoins. En effet, le maintien de la station assise n'est possible, pour lui, qu'avec un soutien avant et arrière de type corset. Le dispositif modulaire, même équipé du dossier coque, n'offre pas le soutien nécessaire. Nous pouvons logiquement supposer qu'il n'est donc pas adapté à toute personne de cette catégorie, c'est-à-dire n'ayant pas les capacités de maintenir la posture assise sans soutien arrière et latérale (Brun et al., 1991).

Au-delà d'une limite du dispositif, ce résultat met en lumière une perspective de développement. En effet, il est apparu que les socles des modules avant et arrière offrent un point « d'attache » plus facile d'accès et plus stable que les anneaux de la selle (utilisé jusqu'à présent pour fixer le corset). Le dispositif a donc un impact secondaire inattendu sur la stabilité du cavalier. Les personnes présentant un tel degré d'atteinte posturale seront, avec le développement de l'équithérapie, de plus en plus nombreuses à vouloir pratiquer l'équitation. S'il est délicat de développer un module de type corset pour le dispositif (puisque un corset nécessite des ajustements individuels, ne serait-ce qu'en dimensions), il est envisageable de proposer un système de fixation durable et sécuritaire d'un corset sur le dispositif. Il s'agit d'une piste de réflexion à approfondir.

1.1.2. APPORTS ET LIMITES DU PROTOTYPE POUR LES PERSONNES DE CATEGORIE POSTURALE 2

Les deux sujets appartenant à cette catégorie ont des problématiques différentes, bien qu'ils soient atteints de la même pathologie et aient le même niveau de contrôle postural. En effet, pour le sujet 5, la problématique réside dans la possibilité de redresser son tronc dans le sens antéropostérieur de manière autonome tout en conservant une extension et abduction des hanches minimales. Pour le sujet 1, la difficulté est de stabiliser sa posture asymétrique caractérisée par une inclinaison latérale gauche.

Concernant le sujet n°5, il apparaît que le dispositif lui offre le soutien nécessaire pour redresser son tronc et se maintenir dans cette position verticale de façon autonome. De plus, la position et les dimensions du module avant lui permettent de conserver une extension de hanche proche de 90°, valeur de confort pour lui. Le dispositif a donc un impact positif pour ce participant. Toutefois, le dispositif n'a pas d'action sur la problématique de l'abduction des hanches. Il ne permet pas à ce cavalier de rester plus longtemps à cheval comparé à une selle ordinaire (moins de 10 minutes). Il n'y a donc pas, malgré tout, d'effet positif sur l'accessibilité à la pratique de l'équitation pour cette personne. Pourtant, ce type de problématique est très souvent rencontré en équitation. En effet, les personnes atteintes d'IMC représentent une grande majorité des pratiquants en situation de handicap. La problématique de l'adduction des hanches nécessaire à la position à califourchon est donc régulièrement rencontrée. Il s'agit ici d'une nouvelle piste de réflexion pour l'amélioration du dispositif.

Pour le second sujet de cette catégorie, le dispositif modulaire semble favoriser une posture proche de celle de référence. La normalisation des inclinaisons du tronc et de la symétrie posturale des membres inférieurs indiquent une meilleure stabilité au pas. Mais le résultat le plus probant quant à l'amélioration de la stabilité est le fait que le sujet a pu évoluer au trot avec le prototype mais pas avec la selle ordinaire. Par ailleurs, les valeurs angulaires mesurées pour les membres inférieurs nous amènent à poser une hypothèse : la présence du prototype favorise une posture proche de celle de confort, ce qui suggère une relaxation physique et mentale. En effet, les résultats indiquent des valeurs d'extension des hanches et des genoux plus importantes dans le cas de la selle seule comparé à la selle équipée du prototype. L'écart est plus important au pas par rapport à l'arrêt. Or, la posture observée dans cette deuxième condition est proche de celle observée lorsque le sujet est assis spontanément sur une chaise haute. Nous pouvons logiquement en déduire que le sujet est en position de confort lorsque la selle est équipée du dispositif modulaire. Par voie de conséquences, les valeurs angulaires relevées dans le cas de la selle ordinaire suggèrent que, dans cette condition, le sujet mobilise ses membres inférieurs pour se stabiliser. Cela est corrélé par l'analyse vidéo. Si les extensions diminuent avec le prototype, cela souligne également le relâchement du sujet (l'extension diminue du fait de la spasticité des muscles) et donc que le maintien postural est plus facile et moins

coûteux. En conclusion, pour ce sujet, le dispositif modulaire a un effet positif sur la position, la stabilité et le confort. Le maintien de la posture apparaît moins coûteux.

Le dispositif modulaire apparaît donc apporter des solutions concrètes et efficaces pour la posture, la stabilité et le confort des cavaliers présentant un déficit modéré de leur capacité de maintien postural.

1.1.3. APPORTS ET LIMITES DU PROTOTYPE POUR LES PERSONNES DE CATEGORIE POSTURALE 4

Comme nous l'avons vu, les résultats biomécaniques ne permettent pas de conclure sur l'effet du dispositif sur la posture et la stabilité du cavalier. En effet, il n'y a pas de différence significative entre les deux conditions. Nous pouvons souligner, tout de même, une tendance à l'augmentation des extensions et des étendues de valeurs des inclinaisons avec le prototype. Cette dernière donnée vient corrélée l'analyse vidéo qui indique un relâchement tonique global caractérisé par un rejet du tronc en arrière associé à une flexion du rachis. Ainsi, comme précédemment, le dispositif semble augmenter le confort postural tout en diminuant son coût énergétique.

L'absence de différences significatives entre les deux conditions peut être expliquée, tout du moins en partie, par les faibles troubles du maintien postural dont sont atteints les participants. Les participants ayant moins de difficultés, peu d'aide à la stabilisation est nécessaire. Nous pouvons également émettre l'hypothèse que la méthode utilisée n'est pas assez précise pour analyser des variations de cet ordre de grandeur.

En conclusion, l'évaluation de la stabilité et de la posture des cavaliers appartenant à cette catégorie posturale ne peut se faire avec une analyse biomécanique seule. Pour mieux comprendre les mécanismes, elle doit être couplée à d'autres études comme l'analyse vidéo ou des entretiens.

1.1.4. CONCLUSION POUR L'ETUDE 1

Les résultats obtenus avec l'analyse biomécanique des postures indiquent que le dispositif modulaire améliore la posture, la stabilité et le relâchement musculaire. De plus, ces résultats semblent mettre en évidence un effet positif du prototype sur le confort postural des personnes. La taille de l'effet dépend du niveau d'équilibre postural du sujet : plus il est faible est plus l'effet sera important. Toutefois, une limite a été mise en évidence pour les personnes dont le maintien postural est nul. Cela tend à indiquer que le prototype constitue une solution adaptée à la majorité des cas de figure mais pas aux cas extrêmes. Il serait intéressant de le vérifier sur un échantillon représentatif de toutes les catégories posturales (dans notre étude, seules trois des cinq catégories ont été analysées). La mise en évidence des limites du dispositif nous incite à poursuivre son développement sur de nouveaux axes d'adaptations.

1.2. INTERPRETATION DES RESULTATS DE L'ETUDE 2

Concernant la capacité à exécuter des habiletés équestres, l'étude longitudinale initialement prévue n'a pas pu être mise en place en raison de plusieurs contretemps indépendants de notre volonté. Nous avons alors réorienté l'étude vers l'analyse de l'effet immédiat du prototype sur la capacité des personnes à réaliser des exercices sollicitant l'habileté équestre fondamentale : l'équilibre. En parallèle, cela permet de vérifier la pertinence de l'outil et de le modifier, si besoin, en vue de l'étude longitudinale déjà programmée.

Les résultats montrent qu'il n'y a pas de différence entre les deux conditions pour le groupe d'étude. Les scores obtenus individuellement confirment l'absence d'effet du prototype sur la réalisation des exercices à l'arrêt et au pas. Le taux de réussite est proche de 100% dans chaque cas. Ce résultat indique que, soit les sujets ne rencontrent pas de difficultés d'équilibration à ces allures, soit la difficulté maximale des exercices est insuffisante. Pour le vérifier, nous avons interrogé les enseignants d'équitation impliqués dans le protocole. Ceux-ci indiquent que la difficulté maximale des exercices est cohérente avec les habiletés équestres évaluées, mais que la difficulté peut encore être augmentée. En étroite collaboration avec eux, la grille sera adaptée pour l'étude longitudinale qui doit débiter sous peu. De plus, leur contribution au développement de l'outil favorise leur implication et leur adhésion au protocole et facilite la prise en main de l'outil.

Au trot, les résultats soulignent des différences individuelles. Comme nous l'avons vu, 50% des participants améliorent leur score à cette allure lorsqu'ils montent avec le dispositif modulaire, pour 25% nous observons une détérioration et les 25% restant ne sont pas affectés par la condition de pratique. Les détériorations sont de 27% en moyenne, l'amélioration moyenne est de 12%. Si les résultats indiquent une absence d'effet du dispositif, en réalité les scores individuels soulignent une tendance à l'amélioration au trot. Une explication peut être apportée aux détériorations mesurées : les conditions météorologiques lors du deuxième test (avec le dispositif) étaient défavorables à cause du froid. Ainsi, il a été difficile de réaliser tous les exercices convenablement.

D'autre part, au-delà de la diversité des handicaps rencontrés par les participants, une caractéristique commune est très présente chez chacun d'entre eux : l'anxiété. Sans entrer dans des considérations appartenant à l'étude sur l'état émotionnel, il apparaît que cette anxiété interfère peu à l'arrêt et au pas mais de façon importante au trot. Elle les empêche de réaliser des exercices qu'ils sont, théoriquement, capables de réussir. De plus, la perturbation de leurs conditions habituelles de pratique (nouvelles personnes, nouveau matériel, évaluation individuelle, etc.) peut l'augmenter. De ce fait, les faibles scores obtenus au trot peuvent être liés soit à l'anxiété, soit à la stabilité, ou bien aux deux. L'étude longitudinale programmée devrait permettre de répondre à ces questions. En effet, elle évaluera les scores après plusieurs mois de pratique durant lesquels les participants auront le temps de s'habituer, ou tout du moins en partie, aux nouvelles

conditions de pratique. Pour analyser au mieux ce phénomène, il prévu que soit également réalisé une analyse de l'état émotionnel. Pour confirmer ces résultats et les étendre à la majorité des profils de cavaliers, ces études se dérouleront sur un échantillon plus important en nombre ainsi qu'en type de pathologies.

1.3. INTERPRETATION DES RESULTATS DES ETUDES 3 ET 4

En ce qui concerne l'état émotionnel et l'enquête de satisfaction, les résultats indiquent une amélioration significative du confort ressenti. Cela concerne aussi bien les cavaliers que l'enseignant d'équitation ou le personnel médico-pédagogique. Chez les cavaliers, les résultats soulignent un effet majeur du dispositif sur le sentiment de sécurité, l'anxiété et l'appréhension de la chute. Chez les encadrants, ils soulignent une amélioration du calme et de la sérénité et une diminution de l'appréhension de la chute du cavalier qui diminue. De plus, leur sollicitation au cours des séances, pour les parades par exemple, diminue avec le dispositif modulaire. Cela implique, sur le long terme, une amélioration des conditions de travail, une diminution de la fatigue et du stress. Ce dernier point pourrait faire l'objet d'une étude à part entière.

Le dispositif a donc un impact positif significatif sur les conditions de pratique et sur le confort de toutes les personnes impliquées dans les séances d'activité. Cet effet secondaire sur les encadrants est important pour le développement de l'équitation adaptée et de l'équithérapie. En effet, cela permet de réduire les besoins humains tout en améliorant les conditions de travail. Par voie de conséquence, ce type d'activité pourrait se développer plus facilement dans de petites structures ayant de faibles moyens, mais également améliorer la prise en charge et donc de faciliter l'accès à la pratique.

1.4. CORRELATION ENTRE LES DIFFERENTES ETUDES ET CONCLUSION

Les quatre études semblent concorder et indiquer un effet immédiat conséquent sur le confort physique et mental des personnes. Cela concerne aussi bien les cavaliers que les enseignants d'équitation et le personnel médico-pédagogique. Cet effet semble avoir une répercutions sur la posture du cavalier grâce au relâchement musculaire, effet à associer à la présence stabilisante des appuis dorsaux et ventraux du nouveau dispositif. Le nouveau dispositif modulaire apparait donc avoir de nombreux effets positifs sur de nombreux paramètres de la pratique de l'équitation : la posture, la stabilité, l'anxiété, le confort mental et physique et les conditions de pratique.

D'autre part, les résultats obtenus tout au long de cette présente étude mettent en lumière différentes modifications à apporter au dispositif et nous permettent de déterminer ses caractéristiques définitives avant commercialisation. Nous allons maintenant détailler toutes les modifications apportées et présenter le dispositif final.

2. DETERMINATION DES CARACTERISTIQUES DEFINITIVES DU DISPOSITIF

Une première série de modifications, issues de deux analyses vidéo et entretiens oraux initiaux (tests préparatoires du protocole permettant de vérifier si le dispositif modulaire est opérationnel), a permis d'obtenir une version intermédiaire du dispositif (celle utilisée dans ce présent travail, cf. chapitre I, point 3). A l'issue des différentes études, un listing de corrections a été rédigé, ce qui conduira vers la version définitive du dispositif.

2.1. DE LA VERSION INITIALE A LA VERSION INTERMEDIAIRE

Lors des deux premiers essais, début avril, les entretiens avec les enseignants d'équitation et les professionnels médico-pédagogiques présents ont permis de révéler des défauts au niveau de la fixation du module avant sur son socle et du maintien du socle arrière sur la selle, des caractéristiques des appui-hanches et des goupilles de réglages. Les analyses vidéo ont confirmé les défauts précédents et ont souligné une gêne liée aux dimensions du module avant.

2.1.1. FIXATIONS

Initialement, le module avant se fixait sur la face antérieure du socle (par un mouvement de translation d'avant en arrière). Il est apparu aux enseignants d'équitation que ce geste était gêné par les mouvements du cheval, notamment de son encolure, et ne permettait pas de fixer le module rapidement. La phase d'installation était alors longue et, de ce fait, peu sécuritaire pour le cavalier. C'est pourquoi, il a été décidé de fixer le module sur la face supérieure du socle (par un mouvement de translation de haut en bas). Ce nouveau mode de fixation n'est alors plus gêné par les mouvements d'encolure du cheval, est plus rapide et apparaît, par ailleurs, plus ergonomique que le précédent.

Une fois le cavalier en place sur la selle équipée du dispositif, nous avons constaté que les pattes de maintien avant et arrière (figure 26) touchaient le cavalier au niveau des adducteurs et des fessiers. En conditions dynamiques, ce contact aurait pu s'avérer traumatique pour le cavalier. Leur taille mais également leur épaisseur ont été réduites pour la sécurité et le confort du cavalier.

2.1.2. APPUI-HANCHES

Concernant les appui-hanches, le prototype initial en comportait deux indépendants (figure n°26) et réglables uniquement en profondeur. Il est apparu que, selon les caractéristiques anthropométriques du cavalier, ce type d'appui-hanches n'était pas adaptable à tous. Par exemple, pour le sujet n°1, l'appui-hanche gauche se situait au niveau de l'abdomen alors que le droit se trouvait dans le vide. Cela représentait un risque majeur pour le cavalier et, de plus, ne permettait pas un soutien satisfaisant. C'est pourquoi, par sécurité, confort et efficacité, les appui-hanches ont été reliés par une plaque souple. Chaque extrémité de la plaque étant réglable dans les trois plans de l'espace de façon indépendante entre la droite et la gauche. Ce nouveau système permet alors une adaptation individualisée optimale.

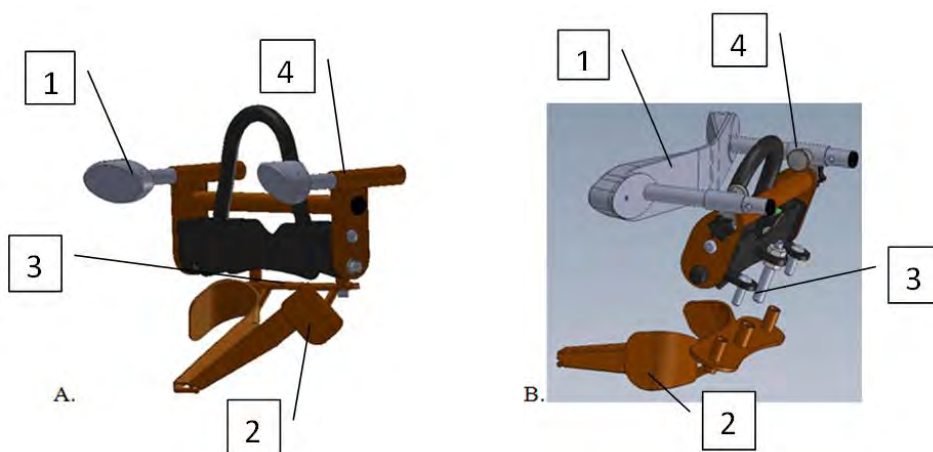


Figure n°26 : Partie avant du prototype initial (A) et du prototype intermédiaire (B). Légende : (1) Appui-hanches ; (2) patte de maintien ; (3) fixation du module avant sur son socle ; (4) goupille de réglage des appui-hanches.

2.1.3. DIMENSIONS

L'analyse des vidéos prises lors des essais à cheval ont mis en évidence que la largeur du module avant représentait une gêne pour le placement des mains et que les rênes s'accrochaient dans le dispositif. Les apprentissages, le confort du couple cavalier-cheval et l'autonomie étaient alors entravés. De ce fait, la largeur du module avant a été réduite d'environ un tiers.

2.1.4. REGLAGES

Les professionnels du monde équestre ont souligné un aspect pratique non fonctionnel du prototype : les goupilles utilisées pour les différents réglages (appui-hanches et dossier) étaient indépendantes du dispositif. Elles risquaient alors d'être perdues. Il a donc été décidé d'équiper le dispositif de goupilles fixes.

2.2. PREVISIONS POUR LA VERSION FINALE

A l'issue de notre étude, les différents résultats obtenus confirment, d'une part que les caractéristiques générales du dispositif stabilisent effectivement le cavalier (d'après les résultats biomécaniques, cf. chapitre III, point 1) et, d'autre part, que des améliorations pour le confort et la sécurité d'utilisation sont à apporter (d'après les études 3 et 4, cf. chapitre IV, point 1.3). Ces améliorations concernent : le mécanisme de sécurité en cas de chute, l'ergonomie des goupilles de réglage, la dimension et la protection du dispositif avant, le confort des dossiers, les dimensions de la tige ventrale de maintien et le poids du dispositif.

2.2.1. REGLAGES

L'utilisation du prototype a révélé que le placement (du côté intérieur du dispositif) et la petite taille des différentes goupilles de réglage rendaient leur manipulation difficile et peu ergonomique. Pour la version définitive, celles-ci seront placées du côté extérieur du dispositif et leur forme permettra une préhension de type crochet et non plus de type poly-digitale pulpaire. En effet, ce dernier type est une saisie de précision de faibles forces, alors que la prise de type crochet ne nécessite pas un mouvement de précision et tout en développant des forces moyennes (nécessaires pour la manipulation efficace des goupilles) de façon économique (Geronimi, 2008).

2.2.2. DIMENSION ET SECURITE D'UTILISATION

Pour le mécanisme de sécurité, il est apparu que la présence de la poignée en arrière du dispositif d'appuis hanches (partie mobile du mécanisme de sécurité) ne permettait pas une amplitude de mouvement de ce dernier suffisante pour libérer efficacement le cavalier. Il est donc prévu d'inverser la disposition de ces deux ensembles pour augmenter cette amplitude et faciliter le dégagement du cavalier en cas de problème.

Les différentes études ont également révélées que le dispositif avant provoquait encore, malgré les premières modifications, une gêne pour le placement des mains du cavalier et le passage des rênes. Afin de le limiter au maximum, il est nécessaire que ses dimensions soient les plus petites possibles. De plus, il est apparu que les personnes se cognent les mains et poignets contre le dispositif avant, notamment au trot et principalement pour les personnes présentant une atteinte des membres supérieurs (telles qu'une paralysie ou une spasticité). Il est donc nécessaire et primordiale que le dispositif final soit prévu avec une protection englobant tout le module avant. Nous avons également constaté que la présence des tubes de fixation du socle avant présente un risque pour le cavalier lors du montoir. Il est donc également prévu d'englober ces tubes dans une protection afin de supprimer le risque d'accrochage des vêtements et de protéger le cavalier.

Concernant la préservation de l'intégrité de la selle et de la santé du cheval, il est apparu que les dimensions, notamment la largeur, de la tige ventrale du dispositif passant dans la gouttière de la selle, étaient trop importantes. De ce fait, sa présence implique un risque pour la matelassure de la selle, répartissant les pressions exercées sur le dos du cheval. De plus, la gouttière de la selle d'équitation correspond à l'emplacement du rachis du cheval. Selon la morphologie de celui-ci, le rachis peut occuper tout l'espace disponible. Ainsi, l'épaisseur de la tige ne permet plus à la gouttière de remplir son rôle, le rachis du cheval peut se trouver en contact avec la tige métallique. Ce phénomène représente un risque majeur pour la santé du cheval et peut conduire à des réactions violentes de douleur de sa part, mettant en réel danger le cavalier. Le système de fixation du dispositif doit donc être le moins invasif possible, ses dimensions réduites au minimum.

2.2.3. CONFORT

Au niveau du confort d'utilisation, les entretiens avec les cavaliers ont indiqué que le dossier provoque des douleurs au niveau de la zone d'appui, et cela seulement après quelques minutes d'utilisation. Un rembourrage supplémentaire est donc prévu pour la version définitive.

Enfin, le poids du dispositif, principalement celui du module avant, représente un problème. Toutes les personnes interrogées l'ont souligné. Cela constitue non seulement un inconfort à l'utilisation mais également un risque pour la santé du cheval. En effet, l'ajout de poids de façon dissymétrique sur la selle augmente les pressions exercées sur le dos du cheval de manière hétérogène (plus importante à l'avant), induisant ainsi un risque de lésion du garrot du cheval (DeCocq et al., 2009). L'épaisseur de l'acier utilisé doit donc être réduite pour atteindre, idéalement, un poids inférieur à 1kg.

2.2.4. CONCLUSION SUR LES MODIFICATIONS APORTEES

Ainsi, à l'issue de ce travail, plusieurs modifications ont été réalisées ou sont en cours. Elles aboutiront à un dispositif définitif qui sera utilisé dans les études longitudinales. Celles-ci permettront de le confronter à une utilisation quotidienne et donc d'en vérifier la qualité d'usage.

V- CONCLUSION

Ce présent travail concerne une étude préliminaire à propos d'un nouveau dispositif modulaire d'adaptation de la selle d'équitation. Les résultats obtenus ont soulignés un impact positif sur la posture, la stabilité et le confort physique et mental des personnes. Ils soulignent également une amélioration des conditions de pratique, que ce soit pour le cavalier, l'enseignant ou les encadrants. Ces effets seront évalués dans une plus large mesure par une étude longitudinale qui débutera sous peu. Nous pouvons logiquement penser que la commercialisation de ce nouveau dispositif d'aide à la mise à cheval des personnes en situation de handicap aura un large impact à différents niveaux de ces pratiques et favorisera leur émergence. En effet, cette étude révèle de nombreux effets inattendus, par exemple sociologiques, mais également des pistes de développement du dispositif, par exemple l'adaptation d'un corset. Tous ces aspects ouvrent autant de perspectives de recherches futures.

Ces recherches pourront reprendre la méthodologie de ce présent travail. Néanmoins, nous proposons des pistes d'amélioration de ce protocole afin d'analyser le plus précisément possible tous les effets rencontrés. Il s'agit de proposer des solutions envisageables pour compléter les données obtenues avec notre méthodologie, notamment en ce qui concerne les mouvements du bassin du cavalier, point clef de sa stabilité. Ceux-ci ne sont pas accessibles à la mesure vidéo, que ce soit en 2D ou en 3D, car le dispositif modulaire ne le permet pas. Mais comme nous l'avons dans le cadre théorique de ce travail, la répartition des pressions sur l'assise de la selle est un indicateur fiable des mouvements du bassin et du tronc. Ainsi, en associant l'analyse vidéo du tronc à une analyse des pressions, via un tapis instrumenté de capteurs de pression (placé entre le cavalier et la selle), il serait possible d'analyser ces mouvements spécifiques. Cela permettra d'obtenir des informations essentielles pour caractériser la stabilité du cavalier. A ce propos, nous sommes déjà en discussion avec l'Ecole Nationale d'Equitation pour une collaboration future et le prêt d'un tapis instrumenté. Par ailleurs, les mesures peuvent également être complétées par l'utilisation d'accéléromètres, d'inclinomètres ou encore de capteurs d'orientation placés, par exemple, sur les épines iliaques du bassin. La miniaturisation de ces équipements et leur liaison sans fil permettrait de les utiliser dans le cadre des pratiques équestres. L'utilisation de ces nouvelles technologies ouvre des possibilités de recherches intéressantes et jusque là impossibles à mener en équitation notamment.

BIBLIOGRAPHIE

- Amblard, B. (1998). Les descripteurs du contrôle postural. *Ann Réadaptation Méd Phys* (41), pp. 225-237.
- Auvinet, B. (1999). Lombalgies et équitation. *Synoviale* (83), 25-31.
- Auvinet, B., & Estrade, M. (1998). *La santé du cavalier : conseils pratiques pour une équitation sans risques*. Paris: Chiron.
- Bertoti, D. (1988). Effect of therapeutic horseback riding on posture in children with cerebral palsy. *Physical Therapy* (68), 1505-1512.
- Bouisset, S. (2002). *Biomécanique et physiologie du mouvement*. Paris: Masson.
- Bouisset, S., & Maton, B. (1999). *Muscles, posture et mouvement*. Paris: Hermann.
- Brun, V., Dhoms, G., & Henrion, G. (1991). L'équilibre postural de l'hémiplégique : proposition d'indices d'évaluation. *Actual Rééduc Réadaptat* (16), 412-7.
- Byström, A., Rhodin, M., Von Peinen, K., Weishaupt, M., & Roepstorff, L. (2009). Basic kinematics of the saddle and rider in high-level dressage horses trotting on a treadmill. *Equine Veterinary Journal*, 41 (3), 280-284.
- Byström, A., Rhodin, M., Weishaupt, M., & Roepstorff, L. (2010). Kinematics of saddle and rider in high-level dressage horses performing collected walk on a treadmill. *Equine Veterinary Journal*, 42 (4), 340-345.
- Clayton, H., Kaiser, L., De Pue, B., & Kaiser, L.-J. (2011). Center-of-Pressure movements during equine-assisted activities. *American Journal of Occupational Therapy* (65), 211-216.
- De Cocq, P., Clayton, H., Terada, K., Muller, M., & Van Leeuwen, J. (2009). Usability of normal force distribution measurements to evaluate asymmetrical loading of the back of the horse and different rider positions on a standing horse. *The Veterinary Journal* (181), 266-273.
- Favory, E. (2011). *Santé et Equitation*. Magny-les-Hameaux: Chiron.

- Fleck, C. (1997). Hippotherapy: mechanics of human walking and horseback riding. Dans B. Engel, *Rehabilitation with the aid of a horse: a collection of studies* (pp. 153-176). Durango: Barbara Engel Therapy Services.
- Forssberg, H., & Nashner, L. (1982). ontogenetic development of postural control in man: adaptation to altered support and visual conditions during stance. *The Journal of Neuroscience* , 2 (5), 545-552.
- Galloux, P., Jeddi, R., Auvinet, B., Biau, S., & Lacouture, P. (1997). Adaptation biomécanique du cavalier à cheval : étude préliminaire. *EquAthlon* (29), 46-49.
- Galloux, P., Jinenez, M., Richard, N., Dronka, T., Leard, M., & Chollet, A. (1995). Les mouvements de la selle aux trois allures : application à la reproduction des allures par le simulateur Persival. *EquAthlon* , 7 (28), 22-27.
- Genthon, N., & Rougier, P. (2003). Analyse biomécanique de la contribution de chacun des appuis dans le contrôle de la station debout non-perturbée. *ITBM-RBM* , 24 (5-6), 238-247.
- Geronimi, M. (2008). *Analyse biomécanique de la préhension chez la personne âgée : effet des propriétés intrinsèques et extrinsèques de l'obstacle sur les phases du mouvement*. Thèse, Université du Sud Toulon, Sciences du mouvement humain , Toulon.
- Grimshaw, P., & Burden, A. (2010). *Biomécanique du sport et de l'exercice*. Bruxelles: De Boeck.
- Henry, G. (2011). *Assiette et position* . Paris: Belin.
- Horak, F. B. (1987). Clinical measurement of postural control in adults. *Physical Therapy* , 67 (12), pp. 1881-1885.
- Humbert, C. (2000). *L'équitation et ses conséquences sur le rachis lombaire du cavalier*. Thèse , Faculté de Médecine de Nancy.
- Janura, M., Peham, C., Dvorakova, T., & Elfmark, M. (2009). An assessment of the pressure distribution exerted by a rider on the back of a horse during hippotherapy. *Human Movement Science* , 28 (3), 387-393.
- Juste, C. (2010). *L'ostéopathe dans l'assiette du cavalier*. Mémoire , IDHEO, Orvault.

- Keegan, J. (1953). Alterations of the lumbar curve related to posture and seating. *The Journal Of Bone And Joint Surgery* , 35-A (3), 589-603.
- Lagarde, J., Peham, C., Licka, T., & Kelso, J. (2005). Coordination dynamics of the horse-rider system. *J. Mot. Behav.* , 37 (6), 418-424.
- Latash, M. (2009). *Bases neurophysiologiques du mouvement*. Paris: De Boeck.
- Lovett, T., Hodson-Tole, E., & Nankervis, K. (2004). A preliminary investigation of rider position during walk, trot and canter. *Equine and Comparative Exercise Physiology* , 2 (2), 71-76.
- MacPhail, H., Edwards, J., Golding, J., Miller, K., Mosier, C., & Zwiers, T. (1998). Trunk postural reactions in children with and without cerebral palsy during therapeutic horseback riding. *Pediatr. Phys. Ther.* , 10, 143-147.
- Malen, C., Muret, B., & Jacquey, L. (1994). *Etre cavalier, galop 1 à 4 : manuel officiel de préparation aux brevets fédéraux*. Paris: Lavauzelle.
- Massion, J. (1992). Movement, Posture and Equilibrium : Interaction and Coordination. *Progress in Neurobiology* , 38, 35-56.
- Matsuura, A., Ohta, E., Ueda, K., Nakatsuji, H., & Kondo, S. (2008). Influence of equine conformation on rider oscillation and evaluation of horses for therapeutic riding. *Journal Of Equine Science* , 19 (1), 9-18.
- Nicholson, N. (2006). *Biomechanical riding and dressage: a rider's atlas*. Columbus: Zip Publishing.
- Peham, C., Kotschwar, A., Borkenhagen, B., Kuhnke, S., Molsner, J., & Baltacis, A. (2010). A comparison of forces acting on the horse's back and the stability of the rider's seat in different positions at the trot. *The Veterinary Journal* , 184, 56-59.
- Pes, J.-P. (2012). *Sport et psychomotricité*. Paris: Editions Vernazobres-Grego.
- Quinn, S., & Bird, S. (1996). Influence os saddle type upon the incidence of lower back pain in equestrian riders. *Br. J. Sports Med.* , 30, 140-144.

- Rigby, B. (2009). *Comparing the pelvis kinematics of able-bodied children during normal gait and when riding a therapeutic horse*. Thesis, Department of mechanical engineering.
- Terada, K. (2000). Comparison of head movement and EMG activity of muscles between advanced and novice horseback riders at different gaits. *Journal of Equine Science* , 11 (4), 83-90.
- Terada, K., Mullineaux, D., Lanovaz, J., Kato, K., & Clayton, H. (2004). Electromyographic analysis of the rider's muscles at trot. *Equine and Comparative Exercise Physiology* , 1 (3), 193-198.
- Teyssandier, M., & Teyssandier, M. (1991). Courbures sagittales du rachis et longueur des écrivains. *J. Traumatol. Sport* (8), 98-103.
- Von Dietze, S. (2005). *Balance in movement : how to achieve the perfect seat*. London: J. A. Allen.
- Winkelmayr, B., Peham, C., Frühwirth, B., Licka, T., & Scheidl, M. (2006). Evaluation of force acting on the back of the horse with an english saddle and a side saddle at walk, trot and canter. *Equine Exercise Physiology* (36), 406-410.

ANNEXES

Annexe 1 : grille d'évaluation du niveau des cavaliers	p.69
Annexe 2 : tests d'Equilibre Postural Assis (EPA) et de mobilité	p.73
Annexe 3 : grille d'observation des indices posturaux de l'état émotionnel	p.75
Annexe 4 : questionnaire de satisfaction	p.77
Annexe 5 : données de variabilité intra- et inter-opérateur	p.80
Annexe 6 : données biomécaniques	p.81
Annexe 7 : données de l'étude relative à l'état émotionnel	p.86

ANNEXE 1

GRILLE D'EVALUATION DU NIVEAU DU CAVALIER

- **Conditions de réalisation**

Les exercices doivent être réalisés sans parades actives (le cavalier ne doit pas être tenu et doit réaliser les exercices seul). L'objectif est de réaliser le maximum d'exercices au cours de la séance.

Durant les exercices, le cheval peut être tenu ou longé (même lors des cercles, slaloms, etc.). Les exercices peuvent être réalisés dans l'ordre que vous voulez.

Veillez à bien expliquer et à matérialiser les exercices demandés, la personne doit avoir bien compris ce qu'elle doit faire.

- **Règles de notation**

Echelle de notation

0 : l'exercice a été demandé mais n'a **pas été effectué** ou l'a été avec des parades actives ;

1 : l'exercice a été **ébauché** mais non réalisé en totalité ;

2 : l'Exercice a complètement été réalisé et **réussi** ;

Pour être considéré comme réussi (note = 2), les exercices doivent :

- Etre maintenu 3 secondes lorsqu'il s'agit des mains (toucher la tête, dans le dos, etc.)
- Y avoir contact lors des exercices avec les mains (Ex. : 3 secondes la main sur la tête, la main et le casque étant en contact. S'il n'y a pas contact entre les deux, l'exercice est considéré comme ébauché)
- Etre maintenu sans action des parades (ex. : 10 foulées en ligne droite au pas, 5 foulées en ligne droite au trot)
- Etre réalisé en entier (ex. : franchir les 4 plots du slalom)

Un exercice ébauché (note = 1) signifie que le cavalier a essayé de le réaliser mais :

- n'a pas abouti son geste (notamment pas de contact lors des exercices avec les mains)
- n'a pas tenu le temps demandé (3 secondes pour les mains)
- n'a pas tenu le nombre de foulées (ex. : 10 en ligne droite au pas)
- n'a pas réalisé l'exercice en entier (ex. : slalom stoppé en milieu avec seulement 2 plots franchit)

Nom et Prénom du cavalier :		
La séance est réalisée : ☐ avec étriers ☐ sans étriers		Date :
Partie A – A L'ARRET		
1	Lâcher 1 main	0 ☐ 1 ☐ 2 ☐
2	Lâcher les 2 mains	0 ☐ 1 ☐ 2 ☐

3	Mettre 1 main sur la tête (main et casque en contact)	0 ☐ 1 ☐ 2 ☐
4	Mettre 1 main dans le dos (le cavalier doit toucher le milieu de son dos en passant la main sur le côté et non pas au-dessus de l'épaule)	0 ☐ 1 ☐ 2 ☐
5	Mettre les 2 mains sur la tête (mains et casque en contact)	0 ☐ 1 ☐ 2 ☐
6	Mettre les 2 mains dans le dos (le cavalier doit toucher le milieu de son dos en passant les mains sur le côté et non pas au-dessus de l'épaule)	0 ☐ 1 ☐ 2 ☐
7	Toucher un objet situé à hauteur du genou droit et distant de 20 cm sur le côté, avec la main droite	0 ☐ 1 ☐ 2 ☐
8	Toucher un objet situé à hauteur du genou gauche et distant de 20cm sur le côté, avec la main gauche	0 ☐ 1 ☐ 2 ☐
Partie B – AU PAS		
9	10 foulées en ligne droite	0 ☐ 1 ☐ 2 ☐
10	Cercle de 20 mètres de diamètre	0 ☐ 1 ☐ 2 ☐
11	Lâcher 1 main (3 secondes, sur une ligne droite)	0 ☐ 1 ☐ 2 ☐
12	Lâcher les 2 mains (3 secondes, sur une ligne droite)	0 ☐ 1 ☐ 2 ☐
13	Cercle de 10 mètres de diamètre	0 ☐ 1 ☐ 2 ☐
14	Diagonale	0 ☐ 1 ☐ 2 ☐
15	Doubler dans la largeur/longueur	0 ☐ 1 ☐ 2 ☐
16	Huit de chiffre (cercles de 15 mètres de diamètre)	0 ☐ 1 ☐ 2 ☐
17	Slalom à 4 plots, à courbes larges (plots espacés, sur la même ligne)	0 ☐ 1 ☐ 2 ☐
18	Slalom à 4 plots, à courbes serrées (plots resserrés, espacés de la ligne médiane)	0 ☐ 1 ☐ 2 ☐
19	Mettre 1 main dans le dos (le cavalier doit toucher le milieu de son dos en passant la main sur le côté et non pas au-dessus de l'épaule) (3 secondes, sur une ligne droite)	0 ☐ 1 ☐ 2 ☐

20	Mettre 1 main sur la tête (main et casque en contact) (3 secondes sur une ligne droite)	0 ☐ 1 ☐ 2 ☐
21	Mettre les 2 mains dans le dos (le cavalier doit toucher le milieu de son dos en passant les mains sur le côté et non pas au-dessus de l'épaule) (3 secondes sur une ligne droite)	0 ☐ 1 ☐ 2 ☐
22	Mettre les 2 mains sur la tête (mains et casque en contact) (3 secondes sur une ligne droite)	0 ☐ 1 ☐ 2 ☐
23	Toucher un objet situé à hauteur et à 20 cm du genou droit avec la main droite (3 secondes sur une ligne droite)	0 ☐ 1 ☐ 2 ☐
24	Toucher un objet situé à hauteur et à 20cm du genou gauche avec la main gauche (3 secondes sur une ligne droite)	0 ☐ 1 ☐ 2 ☐
Partie C – AU TROT		
25	5 foulées en ligne droite	0 ☐ 1 ☐ 2 ☐
26	Cercle de 20 mètres de diamètre	0 ☐ 1 ☐ 2 ☐
27	Lâcher 1 main (3 secondes sur une ligne droite)	0 ☐ 1 ☐ 2 ☐
28	Lâcher les 2 mains (3 secondes sur une ligne droite)	0 ☐ 1 ☐ 2 ☐
29	Cercle de 10 mètres de diamètre	0 ☐ 1 ☐ 2 ☐
30	Diagonale	0 ☐ 1 ☐ 2 ☐
31	Doubler dans la largeur/longueur	0 ☐ 1 ☐ 2 ☐
32	Huit de chiffre (cercles de 15 mètres de diamètre)	0 ☐ 1 ☐ 2 ☐
33	Slalom à 4 plots, à courbes larges (plots espacés, sur la même ligne)	0 ☐ 1 ☐ 2 ☐
34	Slalom à 4 plots, à courbes serrées (plots resserrés, espacés de la ligne médiane)	0 ☐ 1 ☐ 2 ☐
35	Mettre 1 main dans le dos (3 secondes sur une ligne droite)	0 ☐ 1 ☐ 2 ☐
36	Mettre 1 main sur la tête (3 secondes sur une ligne droite)	0 ☐ 1 ☐ 2 ☐

37	Mettre les 2 mains dans le dos (3 secondes sur une ligne droite)	0 ☐ 1 ☐ 2 ☐
38	Mettre les 2 mains sur la tête (3 secondes sur une ligne droite)	0 ☐ 1 ☐ 2 ☐
39	Toucher un objet situé à hauteur et à 20 cm du genou droit avec la main droite (3 secondes sur une ligne droite)	0 ☐ 1 ☐ 2 ☐
40	Toucher un objet situé à hauteur et à 20cm du genou gauche avec la main gauche (3 secondes sur une ligne droite)	0 ☐ 1 ☐ 2 ☐

Si un ou plusieurs exercices n'ont pas été volontairement demandés au cavalier, veuillez en préciser la ou les raison(s) :

ANNXE 2

RECUEIL DES DONNEES – Tests EPA et test de mobilité

Les informations recueillies sont confidentielles. Elles seront utilisées à des fins scientifiques et sous le strict respect de l'anonymat de la personne.

Nom et Prénom du cavalier :

Sexe : ☐F ☐M

Date de naissance (mm/aa) :/.....

Taille (cm) :

Poids (kg) :

Dénomination de la ou des pathologie(s)/déficiency(s) :

Orthèse(s) : ☐oui ☐non Précisions :

Prothèse(s) : ☐oui ☐non Précisions :

Evaluation de l'équilibre postural assis

Cochez la case correspondante :

0	Aucun équilibre en position assise (effondrement du tronc). Nécessité d'un appui postérieur et d'un soutien latéral.	
1	Position assise possible avec appui postérieur.	
2	Equilibre postural assis maintenu sans appui postérieur, mais déséquilibre lors d'une poussée quelle qu'en soit la direction.	
3	Equilibre postural assis maintenu sans appui postérieur, et lors d'une poussée déséquilibrante quelle qu'en soit la direction.	
4	Equilibre postural assis maintenu sans appui postérieur, lors d'une poussée déséquilibrante et lors de mouvements de la tête, du tronc et des membres supérieurs.	

Evaluation de la mobilité

Condition de passation : la personne est assise sur un support stable, sans soutien dorsal, les pieds et les mains libres. En cas d'aide nécessaire, veuillez cocher la case correspondante dans la colonne « condition ».

Règle de cotation : 0 = n'ébauche pas le mouvement ; 1 = ébauche du mouvement ; 2 = accompli partiellement ; 3 = accompli ; NT = non testé

Item d'évaluation	Cotation
Mettre une main dans le dos (en passant en-dessous de l'épaule)	☐ 0 ☐ 1 ☐ 2 ☐ 3 ☐ NT
Mettre une main sur la tête	☐ 0 ☐ 1 ☐ 2 ☐ 3 ☐ NT
Mettre les deux mains dans le dos (en passant en dessous de l'épaule)	☐ 0 ☐ 1 ☐ 2 ☐ 3 ☐

	NT
Mettre les deux mains sur la tête	☐ 0 ☐ 1 ☐ 2 ☐ 3 ☐ NT
Tendre les deux bras latéralement et perpendiculairement au tronc	☐ 0 ☐ 1 ☐ 2 ☐ 3 ☐ NT
Se pencher en avant et atteindre avec une main un objet situé 50 cm devant soi	☐ 0 ☐ 1 ☐ 2 ☐ 3 ☐ NT
Se pencher en arrière et atteindre avec une main un objet situé 50 cm derrière soi	☐ 0 ☐ 1 ☐ 2 ☐ 3 ☐ NT
Se pencher en avant et atteindre avec les deux mains un objet situé 50 cm devant soi	☐ 0 ☐ 1 ☐ 2 ☐ 3 ☐ NT
Se pencher en arrière et atteindre avec les deux mains un objet situé 50 cm derrière soi	☐ 0 ☐ 1 ☐ 2 ☐ 3 ☐ NT

Remarques et commentaires :

ANNEXE 3

Fiche d'évaluation du ressenti

Indices posturaux et comportementaux

Condition 1

Condition 2

Refuse de monter/veut descendre☐ oui ☐ non☐ oui ☐ non**Exprime clairement au préalable le refus d'évoluer à une allure**☐ oui ☐ non☐ oui ☐ non

si oui, laquelle ?

si oui, laquelle ?

Ose de nouveaux exercices☐ oui ☐ non☐ oui ☐ nonsi oui, ose-t-il le trot : ☐ oui ☐ nonsi oui, ose-t-il le trot : ☐ oui ☐ non**Parades actives**☐ arrêt ☐ pas ☐ trot☐ arrêt ☐ pas ☐ trot**Parades passives**☐ arrêt ☐ pas ☐ trot☐ arrêt ☐ pas ☐ trot**Tient la crinière/selle/poignée**☐ non ☐ 1 main ☐ 2 mains☐ non ☐ 1 main ☐ 2 mainsA quelle allure : ☐ arrêt ☐ pas ☐ trotA quelle allure : ☐ arrêt ☐ pas ☐ trot**Lâche à la demande**☐ non ☐ 1 main ☐ 2 mains☐ non ☐ 1 main ☐ 2 mains**Tient la main d'une personne**☐ non ☐ 1 main ☐ 2 mains☐ non ☐ 1 main ☐ 2 mainsA quelle allure : ☐ arrêt ☐ pas ☐ trotA quelle allure : ☐ arrêt ☐ pas ☐ trot**Tonus global**☐ neutre ☐ relâché ☐ contracté☐ neutre ☐ relâché ☐ contracté**Indices émotionnels globaux**☐ neutre ☐ positifs ☐ négatifs☐ neutre ☐ positifs ☐ négatifs☐ pleures ☐ grimaces ☐ indifférent☐ pleures ☐ grimaces ☐ indifférent☐ sourires ☐ rires ☐ indifférent☐ sourires ☐ rires ☐ indifférent☐ parle moins ☐ parle plus ☐ indifférent☐ parle moins ☐ parle plus ☐ indifférent*Commentaires :*

Entretien :

Cavalier

(lui-même)

Accompagnant

(le cavalier et lui-même)

Enseignant

(le cavalier et lui-même)

	Ressenti global : ☐ neutre ☐ positif ☐ négatif ☐ sans avis	Ressenti global : ☐ neutre ☐ positif ☐ négatif ☐ sans avis	Ressenti global : ☐ neutre ☐ positif ☐ négatif ☐ sans avis
En sécurité			
Détendu			
Calme			
Enthousiaste			
Optimiste			
Fatigué ou las			
Préférence entre les deux selles			
Remarque			

ANNEXE 4

Questionnaire de satisfaction

1. Appréciation des modules

- Installation et désinstallation des socles sur la selle :

Globalement : ☐ Facile ☐ Moyen ☐ Difficile ☐ Impossible

Compréhension : ☐ Simple ☐ Moyen ☐ Difficile

Réglages : ☐ Simple ☐ Moyen ☐ Difficile

Temps d'installation : ☐ Rapide ☐ Correct ☐ Long ☐ Trop long

Remarques :

- Mise en place des modules :

	Module avant	Module arrière
Compréhension d'installation :	☐ Simple ☐ Moyen ☐ Difficile	☐ Simple ☐ Moyen ☐ Difficile
Utilisation des fixations :	☐ Simple ☐ Moyen ☐ Difficile	☐ Simple ☐ Moyen ☐ Difficile
Réglage du module :	☐ Simple ☐ Moyen ☐ Difficile	☐ Simple ☐ Moyen ☐ Difficile
Mise en place et réglage :	☐ Rapide ☐ Correct ☐ Long ☐ Trop long	☐ Rapide ☐ Correct ☐ Long ☐ Trop long

Remarques :

- Tenu des modules (est-ce que les modules ont bougés lors d'une séance ? On ne parle pas ici de l'équilibre du cavalier) :

	Module avant	Module arrière
A l'arrêt :	☐ Forte ☐ Moyenne ☐ Faible ☐ Nulle	☐ Forte ☐ Moyenne ☐ Faible ☐ Nulle
Au pas :	☐ Forte ☐ Moyenne ☐ Faible ☐ Nulle	☐ Forte ☐ Moyenne ☐ Faible ☐ Nulle
Au trot :	☐ Forte ☐ Moyenne ☐ Faible ☐ Nulle	☐ Forte ☐ Moyenne ☐ Faible ☐ Nulle
Au galop :	☐ Forte ☐ Moyenne ☐ Faible ☐ Nulle	☐ Forte ☐ Moyenne ☐ Faible ☐ Nulle

Nulle				Nulle			
Courbes larges :	☐ Forte	☐ Moyenne	☐ Faible	☐ Forte	☐ Moyenne	☐ Faible	☐
	☐ Nulle						
Courbes serrées :	☐ Forte	☐ Moyenne	☐ Faible	☐ Forte	☐ Moyenne	☐ Faible	☐
	☐ Nulle						
Lorsque le cavalier se penche	☐ Forte	☐ Moyenne		☐ Forte	☐ Moyenne	☐ Faible	☐
	☐ Faible	☐ Nulle					

(Ne rien cocher si l'exercice n'a pas été effectué)

Remarques :

- Solidité du matériel (au niveau des matériaux employés) : ☐ Correcte ☐ Moyenne ☐ Insuffisante

Remarques :

2. L'utilisation des modules

- Lors du montoir :

☐ Aucune gêne ☐ Gêne partielle ☐ Forte gêne ☐ Impossible Pourquoi ?

- Stabilisation du cavalier (les modules permettent-ils d'équilibrer la personne ?) :

A l'arrêt :	☐ Forte	☐ Moyenne	☐ Faible	☐ Nulle
Au pas :	☐ Forte	☐ Moyenne	☐ Faible	☐ Nulle
Au trot :	☐ Forte	☐ Moyenne	☐ Faible	☐ Nulle
Au galop :	☐ Forte	☐ Moyenne	☐ Faible	☐ Nulle
Courbes larges :	☐ Forte	☐ Moyenne	☐ Faible	☐ Nulle
Courbes serrées :	☐ Forte	☐ Moyenne	☐ Faible	☐ Nulle
Se pencher en	☐ Forte	☐ Moyenne	☐ Faible	☐ Nulle
arrière :				
Se pencher en avant :	☐ Forte	☐ Moyenne	☐ Faible	☐ Nulle
Se pencher sur le	☐ Forte	☐ Moyenne	☐ Faible	☐ Nulle
côté :				

(Ne rien cocher si l'exercice n'a pas été effectué)

Remarques :

- Les modules ont-ils restreint une/des activité(s) du cavalier ?

☐ Oui ☐ Non Si oui, lesquelles ? Remarques :

- Selon vous, les modules présentent-ils un risque quelconque pour le cavalier ?

☐ Oui ☐ Non Si oui, pourquoi ?

- Selon vous, les modules présentent-ils un risque quelconque pour la monture ?

☐ Oui ☐ Non Si oui, pourquoi ?

- Les modules sont-ils pratique d'utilisation (rangement, nettoyage, ...) ?

☐ Oui ☐ Moyen ☐ Non *Remarques :*

3. Votre impression globale des modules

Globalement, les modules vous ont-ils satisfait ? ☐ Oui ☐ En partie ☐ Non

Les modules sont-ils facile d'utilisation ? ☐ Oui ☐ Moyen ☐ Non

Les modules ont-ils répondu à vos attentes pour votre/vos cavalier(s) ? ☐ Oui ☐ En partie ☐ Non

Le module répond-t-il à vos exigences (solidité, praticité, ...) ? ☐ Oui ☐ En partie ☐ Non

Remarques et suggestions :

4. Votre avis

A quel prix voudriez-vous acquérir le dispositif ? Pas plus de :€

Préférez-vous acheter :

☐ Un pack complet (les socles, le module avant et 3 types de dossier)

☐ Un pack basique (les socles, le module avant et le dossier boudin) et des options au choix séparément

☐ Les pièces indépendamment les unes des autres

Suggestions :

ANNEXE 5 – données sur la variabilité intra-opérateurs

		Distance selle-T10	Angle tronc-verticale frontal	Angle tronc-verticale sagittal	Angle cuisse-tronc	Angle cuisse-jambe
Pointage	1	0,210	5,34	-6,59	150,81	142,00
	2	0,158	-5,73	-8,03	148,69	142,77
	3	0,002	12,40	-3,11	148,15	149,61
	4	0,053	0,00	-3,44	151,83	155,22
	5	0,100	6,68	-6,71	150,97	144,26
	6	0,453	5,36	-6,58	157,10	157,35
	7	0,040	0,00	-8,18	159,27	151,08
	8	0,052	5,73	-8,49	156,97	150,59
	9	0,161	5,73	-6,58	150,84	139,77
	10	0,168	5,73	-8,30	156,93	151,02
	11	0,108	11,35	-6,72	153,56	149,12
	12	0,100	0,00	-10,10	158,42	148,31
	13	0,097	5,36	-8,49	156,07	147,59
	14	0,170	0,00	-7,01	156,10	149,09
	15	0,175	-5,73	-6,73	157,17	154,93
Moyenne		0,136	3,48	-7,00	154,19	148,85
Ecart type		0,106	5,32	1,83	3,68	5,02
Intervalle de confiance sur la moyenne à 95%		[0,078 ; 0,195]	[0,5 ; 6,4]	[5,1 ; 8,0]	[152,2 ; 156,2]	[146,1 ; 151,6]
Etendue		0,12	5,9	2,9	4	5,5
intervalle de confiance sur la moyenne à 68%		[0,108 ; 0,164]	[2,1 ; 4,9]	[6,5 ; 7,5]	[153,2 ; 155,2]	[147,5 ; 150,2]
Etendue		0,06	2,8	1	2	2,7

ANNEXE 6 – données biomécaniques

1. Sujet n°1

a. Selle ordinaire et prototype

		Tronc- cuisse droit	Tronc- cuisse gauche	Cuisse- jambe droit	Cuisse- jambe gauche	Inclinaiso n sagittal droite du tronc	Inclinaiso n sagittal gauche du tronc	Inclinaiso n latérale du tronc	Distance selle-T10
Selle ordinaire	Arrêt	143±14°(*)	139±8°	134±6°(*)	133±6°	15±16°	5±4°	4±5°	/
	Pas	142±8°(*)	129±9°(*)	142±4°(*)	132±9°(*)	17±12°(*)	2±22°(*)	8±14°(*)	/
	Trot	/	/	/	/	/	/	/	/
Dispositif modulaire	Arrêt	126±6°(*)	139±8°	125±6°(*)	122±15°	5±3°	11±8°	5±16°	/
	Pas	129±9°(*)	129±17°(*)	114±5°(*)	122±7°(*)	1±9°(*)	3±13°(*)	2±11°(*)	/
	Trot	110±8°	128±6°	110±5°	126±6°	7±6°	13±4°	1±8°	0,208±0,02

Sujet n°1 : Paramètres biomécaniques (moyenne ± écart-type). () : différence significative à $p < 0.05$ au test non paramétrique de Wilcoxon entre les deux conditions.*

	Selle ordinaire		Dispositif modulaire	
<i>Allure</i>	<i>Tronc-cuisse</i>	<i>Cuisse-jambe</i>	<i>Tronc-cuisse</i>	<i>Cuisse-jambe</i>
Arrêt	4±22°	1±12°	13±14°	3±21°
Pas	13±17°	10±13°	0±26°	8±12°
Trot	/	/	18±14°	16±11°

Sujet n°1 : Degré de symétrie : différence angulaire entre les deux hémicorps (différence ± écart type).

b. Surselle et prototype

		Tronc- cuisse droit	Tronc- cuisse gauche	Cuisse- jambe droit	Cuisse- jambe gauche	Inclinaiso n sagittal droite du	Inclinaiso n sagittal gauche du	Inclinaiso n latérale du tronc	Distance selle-T10
Surselle	Arrêt	133±10°	140±18°(*)	123±5°	116±6°	2±5°(*)	8±18°	3±4°	/
	Pas	143±8°(*)	139±6°(*)	122±4°(*)	117±7°(*)	10±7°(*)	3±6°(*)	4±5°(*)	/
	Trot	150±6°(*)	135±18°	127±5°(*)	160±8°(*)	18±4°(*)	4±13°(*)	1±5°	0,256±0,03m(*)
Dispositif modulaire	Arrêt	126±6°	139±8°(*)	125±6°	122±15°	5±3°(*)	11±8°	5±16°	/
	Pas	129±9°(*)	129±17°(*)	114±5°(*)	122±7°(*)	1±9°(*)	3±13°(*)	2±11°(*)	/
	Trot	110±8°(*)	128±6°	110±5°(*)	126±6°(*)	7±6°(*)	13±4°(*)	1±8°	0,208±0,02(*)

Sujet n°1 : Paramètres biomécaniques (moyenne ± écart type). () : différence significative à $p < 0.05$ au test non paramétrique de Wilcoxon entre les deux conditions.*

	Surselle		Dispositif modulaire	
<i>Allure</i>	<i>Tronc-cuisse</i>	<i>Cuisse-jambe</i>	<i>Tronc-cuisse</i>	<i>Cuisse-jambe</i>
Arrêt	7±28°	7±11°	13±14°	3±21°
Pas	4±14°	5±11°	0±26°	8±12°
Trot	15±24°	33±13°	18±14°	16±11°

Sujet n°1 : Degré de symétrie : différence angulaire entre les deux hémicorps (différence ±écart type).

2. Sujet n°2

		Tronc- cuisse droit	Tronc- cuisse gauche	Cuisse- jambe droit	Cuisse- jambe gauche	Inclinaiso n sagittal droite du	Inclinaiso n sagittal gauche du	Inclinaiso n latérale du tronc	Distance selle-T10
Selle ordinaire	Arrêt	145±7°	137±6° (**)	140±3°	128±4°	1±2°	0±8°	3±5°	/
	Pas	147±7°	150±3°	135±5°	129±9°	3±3°	8±3°	1±2°	/
	Trot	148±4°	133±7° (**)	143±0°	134±10°	2±2°	0±2° (**)	7±7°	0,290±0,011m
Dispositif modulaire	Arrêt	145±3°	154±3° (**)	140±2°	135±3°	3±2°	6±2°	0±5°	/
	Pas	151±12°	146±11°	140±8°	134±8°	6±6°	6±4°	0±5°	/
	Trot	145±5°	145±1° (**)	142±0°	138±2°	3±2°	11±1° (**)	0±6°	0,279±0,006m
<i>Seuil de significativité à 95%</i>		>4°		>5,5°		>1°		> 5,9°	>0,10m

Sujet n°2 : Paramètres biomécaniques (moyenne ± écart type). () : différence significative à $p < 0.05$ au test non paramétrique de Wilcoxon entre les deux conditions ; (**) : différence entre les deux conditions significatives aux intervalles de confiances de 95% et selon la marge d'erreur respective.*

	Selle ordinaire		Dispositif modulaire	
<i>Allure</i>	<i>Tronc-cuisse</i>	<i>Cuisse-jambe</i>	<i>Tronc-cuisse</i>	<i>Cuisse-jambe</i>
Arrêt	8±13°	12±7°	9±6°	5±5°
Pas	3±10°	6±14°	5±23°	6±16°
Trot	15±11°	9±10°	0±6°	4±2°

Sujet n°2 : Degré de symétrie : différence angulaire entre les deux hémicorps (différence ±écart type).

3. Sujet n°3

		Tronc- cuisse droit	Tronc- cuisse gauche	Cuisse- jambe droit	Cuisse- jambe gauche	Inclinaiso n sagittal droite du	Inclinaiso n sagittal gauche du	Inclinaiso n latérale du tronc	Distance selle-T10
Selle ordinaire	Arrêt	140±7°	135±5° (**)	124±5°	125±1°	3±4° (**)	1±4° (**)	5±5°	/
	Pas	133±1° (**)	127±6° (**)	119±1°	118±4°	1±1° (**)	6±3° (**)	2±3°	/
	Trot	/	/	/	/	/	/	/	/
Dispositif modulaire	Arrêt	141±3	156±3° (**)	118±2°	133±7°	19±3° (**)	19±3° (**)	4±7°	/
	Pas	140±4° (**)	152±13° (**)	117±2°	126±5°	17±8° (**)	15±8° (**)	0±0°	/
	Trot	140±4°	154±3°	108±5°	125±6°	17±2°	15±2°	3±5°	0,254±0,018m
<i>Seuil de significativité à 95%</i>		>4°		>5,5°		>1°		> 5,9°	>0,10m

Sujet n°3 : Paramètres biomécaniques (moyenne ± écart type). () : différence significative à $p < 0.05$ au test non paramétrique de Wilcoxon entre les deux conditions ; (**) : différence entre les deux conditions significatives aux intervalles de confiances de 95% et selon la marge d'erreur respective.*

	Selle ordinaire		Dispositif modulaire	
<i>Allure</i>	<i>Tronc-cuisse</i>	<i>Cuisse-jambe</i>	<i>Tronc-cuisse</i>	<i>Cuisse-jambe</i>
Arrêt	5±12°	1±6°	15±6°	15±9°
Pas	6±7°	1±5°	12±17°	9±7°
Trot	/	/	14±7°	17±11°

Sujet n°3 : Degré de symétrie : différence angulaire entre les deux hémicorps (différence ±écart type).

4. Sujet n°4

		Tronc- cuisse droit	Tronc- cuisse gauche	Cuisse- jambe droit	Cuisse- jambe gauche	Inclinaiso n sagittal droite du	Inclinaiso n sagittal gauche du	Inclinaiso n latérale du tronc	Distance selle-T10
Selle ordinaire	Arrêt	153±1° (**)	141±6°	134±2°	134±4°	12±1° (**)	5±2° (**)	2±0°	/
	Pas	156±6° (**)	158±10°	142±5°	145±15°	20±3°	17±3° (**)	5±0°	/
	Trot	152±4° (**)	143±7°	136±5°	135±7°	10±4° (**)	6±2° (**)	0±6°	0,206±0,016m (**)
Dispositif modulaire	Arrêt	175±2° (**)	149±10°	140±8°	127±1°	28±2° (**)	22±9° (**)	1±3°	/
	Pas	172±5° (**)	159±5°	150±4°	138±1°	23±4°	25±4° (**)	0±0°	/
	Trot	176±4° (**)	143±4°	142±5°	121±10°	27±3° (**)	20±2° (**)	2±7°	0,307±0,022m (**)
<i>Seuil de significativité à 95%</i>		>4°		>5,5°		>1°		> 5,9°	>0,10m

Sujet n°4 : Paramètres biomécaniques (moyenne ± écart type). () : différence significative à $p < 0.05$ au test non paramétrique de Wilcoxon entre les deux conditions ; (**) : différence entre les deux conditions significatives aux intervalles de confiances de 95% et selon la marge d'erreur respective.*

	Selle ordinaire		Dispositif modulaire	
<i>Allure</i>	<i>Tronc-cuisse</i>	<i>Cuisse-jambe</i>	<i>Tronc-cuisse</i>	<i>Cuisse-jambe</i>
Arrêt	12±7°	0±6°	26±12	13±9°
Pas	2±16°	3±20°	13±10°	12±5°
Trot	9±11°	1±12°	33±8°	21±15°

Sujet n°4 : Degré de symétrie : différence angulaire entre les deux hémicorps (différence ±écart type).

ANNEXE 7 – données de l'étude relative à l'état émotionnel

Sujets n°	Selle ordinaire (condition 1)								Dispositif modulaire (condition 2)							
	Refus de monter	Refus d'une allure	Nouveaux exercices	Parades	Agripper	Lâche les mains	Tonus	Indices émotionnels	Refus de monter	Refus d'une allure	Nouveaux exercices	Parades	Agripper	Lâche les mains	Tonus	Indices émotionnels
1	Non	Oui	Non	A, P, T	Oui	Oui	+	+	Non	Non	Oui	T	Oui	Oui	-	+
2	Non	Non	Oui	A, P, T	Oui	Oui	+	+	Non	Non	Oui	T	Oui	Oui	-	+
3	Non	Oui	Non	A, P, T	Oui	Non	+	-	Non	Non	Oui	T	Oui	Oui	-	+
4	Non	Oui	Non	A, P, T	Oui	Non	+	=	Non	Non	Oui	T	Oui	Oui	-	=
5	Non	Oui	Non	A, P, T	Oui	Non	+	-	Non	Oui	Non	T	Oui	Non	-	+
6	Non	Oui	Non	A, P, T	Non	Oui	-	+	Non	Oui	Non	A, P, T	Non	Oui	-	-
7	Non	Oui	Non	A, P, T	Oui	Non	+	+	Non	Non	Oui	T	Oui	Oui	+	+
8	Non	Non	Oui	A, P, T	Oui	Non	+	+	Non	Non	Oui	T	Oui	Oui	+	+
9	Non	Oui	Non	A, P, T	Oui	Non	+	=	Non	Non	Oui	T	Oui	Oui	+	+
10	Non	Oui	Non	A, P, T	Oui	Non	+	=	Non	Non	Oui	T	Oui	Oui	+	=
11	Non	Non	Oui	A, P, T	Oui	Non	+	=	Non	Non	Oui	T	Oui	Oui	+	=
12	Non	Non	Oui	A, P, T	Oui	Non	+	=	Non	Non	Oui	T	Oui	Oui	+	+
13	Non	Oui	Non	A, P, T	Oui	Oui	+	=	Non	Non	Oui	T	Oui	Oui	-	=

Indices posturaux et comportementaux observés. Légende : A=arrêt ; P= pas ; T= trot ; « + »= affects positifs ou tonus élevé ; « = » = affects neutres ; « - » = affects négatifs ou tonus normal ou faible ; en vert : paramètre amélioré pour la condition 2 comparée à la condition 1 ; en rouge : paramètres détérioré pour la condition 2 comparée à la condition 1.



Etude d'un nouveau dispositif modulaire d'adaptation de la selle d'équitation aux personnes présentant des troubles moteurs de Hélène Casal est mis à disposition selon les termes de la [licence Creative Commons Attribution - Pas d'Utilisation Commerciale - Pas de Modification 3.0 France](#).

Fondé(e) sur une œuvre à www.cr086.fr/caips/2012_Master2_IRHPM_Casal.html.

Les autorisations au-delà du champ de cette licence peuvent être obtenues à www.caips.fr.