

UNIVERSITÉ DE REIMS CHAMPAGNE-ARDENNE
ÉCOLE DOCTORALE SCIENCES du NUMERIQUE et de l'INGENIEUR

THÈSE

Pour obtenir le grade de

DOCTEUR DE L'UNIVERSITÉ DE REIMS CHAMPAGNE-ARDENNE

Discipline : RECHERCHE CLINIQUE, INNOVATION TECHNOLOGIQUE, SANTÉ PUBLIQUE

Spécialité : *STAPS PSMS 7507*

Présentée et soutenue publiquement par

PRIN-CONTI DOMINIQUE MARC

Le 10 octobre 2018

Création et validation d'un outil low-cost d'analyse de la posture du cavalier 'ADPC'

Thèse dirigée par MR LE PROFESSEUR WILLIAM BERTUCCI, PSMS EA 7507 REIMS, URCA
MR LE PROFESSEUR KARL DEBRAY, GRESPI EA 4694 REIMS, URCA

JURY

Mme Elisabeth ROSNET,	Professeur, Président	Directrice PSMS EA 7507 Reims, URCA
M. Patrick LACOUTURE,	Professeur, Rapporteur	INSTITUT P', CNRS Université de Poitiers ENSMA
M. Georges SOTO-ROMERO,	Maître de Conférences HDR, Rapporteur	LAAS-CNRS S4M Research Team, ISIS Castres
M. Patrick GALLOUX,	PhD, Directeur de Recherche, Examineur	IFCE, Saumur
M. Jean SLAWINSKI,	Maître de conférences, Examineur	Université Paris 10, UFR STAPS / CeRSM (EA 2931)
M. Nicolas HOUEL,	Maître de conférences, Examineur	PSMS EA 7507 Reims, URCA
M. Alexis de LAMONTAGNE,	Ingénieur Informatique, Invité	Groupe Bosch, Paris



A mon père...

Remerciements

Merci à vous jury et lecteurs de ce manuscrit pour avoir pris la peine de vous intéresser à cette problématique.

Merci à mes Directeurs de thèse, les Professeurs William Bertucci et Karl Debray, vous serez toujours mes Maîtres même si mes cheveux sont plus blancs que les vôtres.

Merci à ma fille Wendy et à ma maman d'avoir toujours été là.

Merci à mes amis pour m'avoir soutenu et encouragé.

Merci à mes petits loulous Kabuki et Nò qui me soutiennent par leurs ronronnements relaxants.

Merci à mes grands loulous Wiccan et Eclat pour les plaisirs équestres sans fins. Votre observation est source d'inspiration.

Merci et pardon à mon loulou Balsamico de t'avoir abandonné faute de temps pour m'occuper de toi. Nous avons réussis quelques beaux concours tous les deux. Ta nouvelle cavalière sait merveilleusement te consoler.

Cet écrit est l'aboutissement de plusieurs études menées chez les Chevaliers de Provins (Provins 77), aux écuries de Faustan Dressage et CSO (Crèvecœur en Brie 77), aux écuries de Livery Dressage (Livery en Brie 77), aux écuries du CERUC CSO (Reims 51), aux écuries de la Guiche Dressage Laurence Blaya (le Coudray-Montceaux 91), aux écuries de Breuil Dressage Artistique (77) aux écuries de Chantereine Dressage et CSO (Limours 91) et au laboratoire Cérébios (St Maur 94) ainsi qu'au laboratoire de la clinique ADERO (Lognes 77).
Merci à vous.

Merci à toi Alexis dit Junior et ta société STO pour ton aide, nous en avons mis du temps pour faire aboutir ce projet.

Et surtout,

Merci à mon épouse Andréa d'avoir bien voulu sacrifier cinq années de notre vie. Sa présence m'est indispensable et sa participation active lors d'expérimentations nous a rapprochés.

« Il est certains esprits dont les sombres pensées
Sont d'un nuage épais toujours embarrassées ;
Le jour de la raison ne le saurait percer.
Avant donc que d'écrire, apprenez à penser.
Selon que notre idée est plus ou moins obscure,
L'expression la suit, ou moins nette, ou plus pure.
Ce que l'on conçoit bien s'énonce clairement,
Et les mots pour le dire arrivent aisément. [...]
Travaillez à loisir, quelque ordre qui vous presse,
Et ne vous piquez point d'une folle vitesse : [...]
Hâtez-vous lentement, et, sans perdre courage,
Vingt fois sur le métier remettez votre ouvrage :
Polissez le sans cesse et le repolissez ;
Ajoutez quelquefois, et souvent effacez¹. »

¹ Boileau Hector, L'art poétique.

Résumé

A ce jour, il n'existe aucun matériel validé grand public et low-cost spécifique à l'analyse de la posture du cavalier à cheval. Ce type de matériel serait utile pour garantir la santé du cheval, pour améliorer l'enseignement équestre et la performance des cavaliers de sport, toutes spécialités confondues. Notre première spécificité est d'interposer plusieurs capteurs de force situés entre l'assise du cavalier et la selle afin de mesurer au mieux, toutes les pressions exercées par l'appui du bassin sur la selle. Nous avons réalisé des mesures anatomique, pelvimétrique et des empruntes sur selle, pour déterminer les appuis osseux préférentiels correspondant à 95% de la population. Nous avons étudié les comportements des capteurs pour les apparier au mieux. Notre plateforme a été validée après une comparaison statistique avec une plateforme de stabilométrie prise comme référence (Dune PL0002 capteurs OIML 6000), test t bilatéral ($p\text{-value}>0.05$), un test des rangs de Wilcoxon-Mann-Whitney ($p\text{-value}>0.05$) confirmée grâce à la méthode graphique de Bland-Altman. L'ensemble couteau/étrier a ensuite été modélisé avec la méthode des éléments finis afin de pouvoir positionner au mieux les capteurs de force (dynamomètres). Ce choix stratégique a été validé grâce à des essais réalisés sur une machine de traction/compression INSTRON 8872. Notre deuxième spécificité est d'avoir validé un simulateur équestre pour créer un dispositif expérimental parfaitement symétrique et stable sous la charge pour les fréquences testées (tests non paramétriques $p\text{-value}<0.05$). L'utilisation de ce dispositif expérimental (plateforme + simulateur), à la fréquence imposée de 1.4Hz sur la posture de 125 individus, nous a permis de mettre en évidence des normes posturales d'assises statiques et dynamiques. Afin de définir une bonne posture du cavalier, de nouvelles variables ont été proposées. Ces variables ont permis une analyse spécifique de la posture à cheval, en fonction du genre et de l'expertise. Grâce à la compréhension des différentes stratégies d'équilibration utilisées, nous projetons en expérimentant l'impact probable de quelques spécificités telles que wiplash injury, prothèse de hanche, femme enceinte sur la posture du cavalier à cheval. Notre matériel est globalement ludique et permet l'analyse scientifique des variables retenues, (X_{moy} , Y_{moy} , LSK, Vit_{moy} , Somme et Différence de la force exercée sur les étriers, QET, QRS).

Mots clés : plateforme de selle, performance du cavalier, stabilométrie, posture, simulateur équestre.

Abstract

To date, there is no validated mass-marked and low-cost material specific to the horse rider's posture analysis. This type of material would be useful to ensure the health of the horse, to improve the equestrian education and performance of sports riders, all specialties combined. Our first specificity is to interpose several force sensors located between the rider's seat and the saddle to measure at best, all the pressures exerted by the support of the pelvis on the saddle. We carried out anatomical, pelvimetric and saddle measurements to determine preferential bone support corresponding to 95% of the population. We studied the sensors behaviours to match them better. Our platform was validated after a statistical comparison with a stabilometry platform taken as reference (Dune PL0002 OIML 6000 sensors), bilateral t test (p-value > 0.05), a Wilcoxon-Mann-Whitney rank test (p-value > 0.05) confirmed by the Bland-Altman graphic method. The knife / stirrup assembly was modelled with the finite element method in order to better locate the force sensors (dynamometers). This strategic choice has been validated thanks to tests carried out on an INSTRON 8872 traction / compression machine. Our second specificity is to have validated an equestrian simulator to create a perfectly symmetrical and stable experimental device under the load for the tested frequencies (tests non-parametric p-value < 0.05). The use of this experimental device (platform + simulator), at the 1.4 Hz imposed frequency with the posture of 125 individuals, allowed us to highlight postural standards of static and dynamic bases. In order to define a good rider's posture, new variables have been proposed. These variables allowed for a specific analysis of the rider's posture, according to gender and expertise. Thanks to the understanding of the different equilibration strategies used, we project by experimenting the probable impact of some specificities such as wiplash injury, hip prosthesis, pregnant woman on the position of the rider on horseback. Our material is globally playful and allows the scientific analysis of the variables retained, (Xmoy, Ymoy, LSK, Vitmoy, Sum and Difference of the force exerted on the stirrups, QET, QRS).

Key words: saddle platform, rider performance, stabilometry, posture, equestrian simulator.

Table des matières

Remerciements	4
Résumé	6
Abstract	7
Table des matières	8
Liste des annexes.....	15
Liste des figures et des illustrations	16
Liste des tableaux	19
Publications, communications.....	21
Brevet :	21
Articles ou actes dans une revue internationale avec comité de lecture:	21
Articles dans une revue professionnelle.....	21
Congrès :	22
Vulgarisation scientifique	23
Préambule.....	24
Chapitre I ETAT DE L'ART	30
1.1 Le cavalier, sportif et écuyer	31
1.1.1 Introduction	31
1.1.2 Sportif de haut niveau	31
1.2 Le cheval et sa locomotion.....	35
1.2.1 Les allures : foulées, fréquences	35
1.2.2 Amplitude du trot qui sera modélisée par le cheval mécanique.....	36
1.3 L'assiette	39
1.3.1 Introduction	39
1.3.2 Assiette statique.....	39
1.3.2.1 Définition	39
1.3.2.2 Position du cavalier	40
1.3.3 Assiette dynamique	42
1.4 Communication entre le cavalier et le cheval, les risques de la mésentente	46

1.4.1	Communication entre le cavalier et le cheval	46
1.4.2	Les risques de la mésentente	48
1.5	Eléments de posturologie nécessaires à l'analyse du cavalier	51
1.5.1	Posturologie et position assise :	51
1.5.2	Les Entrées et sortie du système d'équilibration.....	53
1.5.2.1	Les exo-entrées.....	53
1.5.2.2	Les endo-entrées.....	53
1.5.2.3	La sortie du système	54
1.5.3	Les paramètres à respecter pour l'analyse posturale	55
1.6	Les outils existants pour l'analyse de la posture du cavalier	58
1.6.1	Caméras	58
1.6.2	Centrales inertielles	59
1.6.3	Tapis capteurs de pression.....	60
1.6.4	Couplage d'outils	65
1.6.5	Electromyographie EMG	66
1.6.6	Simulateurs équestres à capteurs.....	67
1.6.7	Autres.	67
Chapitre II CONCEPTION et VALIDATION		70
2.1	Cahier des charges.....	71
2.1.1	Introduction	71
2.1.2	Ce que nous voulons mesurer.....	71
2.1.3	Utilité.....	71
2.1.4	Matériel nécessaire	71
2.1.4.1	pour la selle	71
2.1.4.2	pour les étriers	72
2.1.4.3	le logiciel et la chaine d'acquisition.....	72
2.1.4	Réponse	72
2.3	Conception	74
2.3.1	Etape N1 : Etude des appuis sur la selle pour déterminer la position des capteurs	74
2.3.1.1	Introduction	74
2.3.1.2	Méthodes	76
2.3.1.3	Résultat.....	78
2.3.1.4	Discussion	78

2.3.2 Etape N2 : Instrumentation de la selle	79
2.3.2.1 Concept.....	79
2.3.2.2 Etude du comportement et choix des capteurs de selle.....	80
2.3.2.3 Etude de la dérive des capteurs	83
2.3.2.4 Etude de la saturation des capteurs	84
2.3.2.5 Réalisation de la plateforme de selle.....	86
2.3.3 Etape N3 : Instrumentation des étriers	87
2.3.3.1 Introduction	87
2.3.3.2 Méthodes	89
2.3.3.3 Résultats	91
2.3.3.4 Discussion	91
2.3.4 Etape N4 : Etude de la fiabilité des dynamomètres pour les étriers.....	92
2.3.4.1 Etalonnage des dynamomètres	92
2.3.4.2 Etude pour les cavaliers de dressage	95
2.3.5 Etape N5 : Développement d'un logiciel de recueil et d'analyse des données.....	97
2.3.5.1 Introduction	97
2.3.5.2 Architecture.....	97
2.3.5.3 IHM (Interface Homme Machine)	98
2.3.5.4 Connexion/Déconnexion.....	99
2.3.5.5 Formulaire	99
2.3.5.6 Cible	100
2.3.5.7 Echelle visuelle de la charge sur les étriers.....	102
2.3.5.8 Les zones de graphiques.....	103
2.4 Validation du nouveau dispositif en comparaison d'une plateforme existante de mesure de pression (stabilométrie) prise comme une référence.....	105
2.4.1 Introduction	105
2.4.2 Méthodes	105
2.4.2.1 Matériels.....	105
2.4.2.2 Préparation matérielle	106
2.4.2.3 Protocole.....	107
2.4.2.4 Recueil des données	108
2.4.2.5 Statistiques	108
2.4.3 Résultats	109

2.4.4 Discussion	109
2.4.4.1 En fonction de l'analyse descriptive des X_{moyen} , axe médio-latéral.....	109
2.4.4.2 En fonction de l'analyse descriptive des Y_{moyen} , axe antéro postérieur.....	109
2.4.4.3 Analyses statistiques	110
2.4.4.4 Analyse avec la méthode de Bland et Altman / X_{moyen}	111
2.4.4.5 Analyse avec la méthode de Bland et Altman / Y_{moyen}	112
2.4.4.6 Analyse des erreurs	112
2.4.4.7 Conclusion.....	113
2.5 Validation in situ du nouveau dispositif en conditions de laboratoire standardisées sur un cheval mécanique immobile.....	114
2.5.1 Introduction	114
2.5.1.1 Pourquoi le choix du cheval mécanique pour notre application	114
2.5.1.2 Simulateur de notre étude.....	115
2.5.2 Objectif.....	116
2.5.3 Méthodes	116
2.5.3.1 Matériel nécessaire à l'expérimentation.....	116
2.5.3.2 Protocole.....	116
2.5.3.3 Récupération et analyse des données	116
2.5.4 Résultats	117
2.5.5 Discussion	118
2.5.6 Conclusion.....	119
2.6 Validation in situ du nouveau dispositif en conditions de laboratoire standardisées sur un cheval mécanique mobile.....	120
2.6.1 Objectif.....	120
2.6.2 Introduction	120
2.6.3 Méthodes	120
2.6.3.1 Méthodologie expérimentale.....	120
2.6.3.2 Recueil des données	121
2.6.3.3 Analyse des données	121
2.6.4 Résultats	121
2.6.5 Discussion	122
2.6.6 Limites.....	122
2.6.7 Conclusion.....	123

Chapitre III EXPLOITATION	124
3.1 Détermination d'une norme posturale pour le cavalier en condition statique.....	125
3.1.1 Introduction	125
3.1.2 Méthodes	125
3.1.2.1 Protocole.....	125
3.1.2.2 Tableau synoptique du déroulement de l'étude.....	125
3.1.2.3 Méthodologie de recueil des données	126
3.1.2.4 Variables retenues	126
3.1.2.5 Analyse des données grâce au logiciel R	127
3.1.2.6 Population étudiée	128
3.1.3 Résultats	134
3.1.4 Discussion	135
3.1.4.1 Analyse de la norme statique par genre	135
3.1.4.2 Analyse de la norme statique par niveau d'expertise.....	136
3.1.4.3 Quelle variable est influencée par l'effet visuel.....	137
3.2 Détermination d'une norme posturale dynamique pour le cavalier	140
3.2.1 Introduction	140
3.2.2 Méthodes	140
3.2.2.1 Protocole expérimental.....	140
3.2.2.2 Méthodologie de recueil des données	141
3.2.3 Résultats	142
3.2.4 Discussion	143
3.2.4.1 Analyse de la norme dynamique par genre	143
3.2.4.2 Analyse de la norme dynamique par niveau d'expertise.....	144
3.2.4.3 Quelle variable est influencée par l'effet visuel.....	146
3.2.4.5 Récapitulatif de la Norme en dynamique	147
Chapitre IV DISCUSSION	148
4.1 Analyse d'indicateurs particuliers	149
4.1.1 QSE & QET Recherche d'une valeur seuil.....	149
4.1.1.1 QSE	149
4.1.1.1.1 QSE analyse théorique	149
4.1.1.1.2 QSE analyse expérimentale.....	150
4.1.1.2 QET analyse	150

4.1.1.3 Répartition des individus dans leur stratégie en fonction QSE et QET	150
4.1.2 QRS	152
4.1.3 Quotient de Romberg (QR)	152
4.1.4 SEL.....	153
4.1.5 Analyse particulière à propos des autres variables utilisées	154
4.1.6 Effet apprentissage	155
4.1.6.1 Effet apprentissage entre le test 1 et le test 3 de chaque série.....	155
4.1.6.2 Effet apprentissage entre avant et après exercice, en phase dynamique	155
4.1.7 Peut-on déterminer une ‘Bonne Posture’ ?	156
4.1.7.1 Approche par expertise.....	156
4.1.7.2 Approche grâce à la statistique descriptive	157
4.1.7.3 Conclusion.....	160
4.2 Analyse de la stratégie utilisée appliquée à une étude globale	161
4.2.1 Introduction	161
4.2.2 Protocole.....	161
4.2.3 Résultats	161
4.2.3.1 Par expertise	162
4.2.3.2 Par genre.....	162
4.2.4 Discussion	163
4.2.4.1 Stratégie par étape en fonction des indices particuliers	163
4.3 Discussion générale.....	165
4.3.1 Introduction	165
4.3.2 Plateforme de selle	165
4.3.3 Capteurs d’étriers	167
4.3.4 Référentiel	169
4.3.5 Analyse de l’effet IMC.....	170
4.3.6 Analyse de l’effet expertise.....	171
4.3.7 Ouverture à d’autres normes	172
4.3.8 Limites.....	173
4.3.9 Les apports	175
4.4 Perspectives :.....	177
4.4.1 Etude de cas.....	177
4.4.1.1 Introduction	177

4.4.1.2 Arthrose de la hanche	177
4.4.1.3 Troubles posturaux type ‘Wiplash injury’	178
4.4.1.4 Entorse des deux genoux	178
4.4.1.5 Femmes enceintes	178
4.4.2 Analyse de ce qui nous manque	179
4.4.2.1 Caméras	179
4.4.2.2 IMU	180
4.4.2.3 Tapis capteur de pression sous la selle	180
4.4.3 Centrage de la plateforme sur la selle	180
4.4.4 Wifi	181
4.4.5 Modélisation de l’interface cavalier/selle	181
4.5 Conclusion	183
Bibliographie	186
Revue scientifiques	187
Revue professionnelles	199
Livres publiés	202
Sites internet	204
Annexes	206

Liste des annexes

Annexe 1 Dépôt de secret d'affaire.....	207
Annexe 2 Etude préliminaire, effets collatéraux.....	209
Annexe 3 Analyse des mécanismes d'équilibration.....	212
Annexe 4 Article in 'Journal of Sport Science'	222
Annexe 5 Articles in 'Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering' .	223
Annexe 6 Articles dans une revue professionnelle	225

Liste des figures et des illustrations

Figure 1 Schéma du déroulement de la réalisation du nouveau dispositif expérimental	28
Figure 2 Comparaison des fréquences cardiaques cavalier/cheval pendant un cycle de travail (Kirsch, et al., 2017).....	32
Figure 3 Déplacement vertical et longitudinal du cheval pendant une phase de trot sur 3 foulées (Karl, 2011).....	37
Figure 4 Position académique statique (Andréa Gebhardt sur Wiccan, col privée)	40
Figure 5 Deux attitudes différentes (Anky von Grunsven avec Salinero, Athènes 2004)	42
Figure 6 Assiette dynamique au galop (Andréa Gebhardt sur Wiccan, col privée).....	43
Figure 7 Mouvement du bassin en fonction du mouvement du dos du cheval (Allège Idéal, 2014).....	44
Figure 8 Le Rebond (Karl, Le Rythme, 2011)	45
Figure 9 Surfaces des oscillations posturales (Vierordt, 1861 p 447).....	51
Figure 10 Bassin d'attraction du CoP et polygone de sustentation (Gagey & Weber, 1995) ..	55
Figure 11 Iso pressions exercées sur le dos du cheval et centre de pression (marron)	61
Figure 12 Système Saddle de Mescan [©] (Teskan, 2015).....	62
Figure 13 Pliance de Novel (Novel de, 2017),.....	62
Figure 14 Tactilus Equestrics Sensor (USA, sensor prod.com).....	63
Figure 15 Matériel Pliance [©] cycliste (orange) adapté pour une selle de cheval	63
Figure 16 Matériel utilisé par O. Cosson (photo de poster)	65
Figure 17 Flexchair [©] 2018 (http://netwerkflexchairruitertrainers.nl/)	67
Figure 18 Simulateur gizmag (www.gizmag.com/accessoiremoto juin 2016)	68
Figure 19 Bassin osseux en vue inférieure (Col perso).....	74
Figure 20 Diamètres du détroit inférieur en obstétrique (Abbara, 2014)modifié	76
Figure 21 Marques sur une selle (col privée)	77
Figure 22 Chaîne d'instrumentation des capteurs.....	79
Figure 23 Disposition des zones de pression choisies.....	81
Figure 24 Comportement moyenné par secteur en fonction de la charge	82
Figure 25 Evolution de la réponse du capteur en fonction du temps, à 4 kg et 10 kg	83

Figure 26 Interpolation de la courbe Tension/Masse des capteurs FSR	84
Figure 27 Profil des capteurs choisis avec 3 K Ω	85
Figure 28 Découpe et pose du format avec capteurs version 1, 2, 3	86
Figure 29 Selle anglaise avec axe de mesure	87
Figure 30 Illustration de la contrainte sur le couteau (Mpa)	88
Figure 31 : Illustration de la contrainte sur un étrier (Mpa).....	88
Figure 32 WA 350 jauge encapsulée, caractéristiques.....	89
Figure 33 jauges en place sur machine d'extensométrie INSTRON 8872	90
Figure 34 calibration des jauges 1,2 et 3	91
Figure 35 Montage complet sur la machine d'essai flambant GUNT WP 120 Hamburg	93
Figure 36 Comportement du capteur 1 en fonction des coefficients de get unit.....	94
Figure 37 Comportement du capteur 2 en fonction des coefficients de get unit.....	94
Figure 38 Comportement des capteurs avec masses additionnelles de 1 à 31 Kg	96
Figure 39 Architecture séquencée du code informatique, fonctions principales	98
Figure 40 IHM de l'application ADPC.....	99
Figure 41: Etats de la liaison série	99
Figure 42: Formulaire à remplir pour chaque essai.....	100
Figure 43: Radar de déplacement du CoP sur la selle.....	100
Figure 44: Description du radar de déplacement	101
Figure 45 Echelle visuelle d'étriers	102
Figure 46: Exemple de graphique de la masse (Kg) appliqué sur les étriers/temps lors d'un test (300 dixième secondes)	103
Figure 47: Exemple de déplacement du centre de pression sur la selle, lors d'un test (mm)	104
Figure 48 Système expérimental de validation, plateforme de selle sur la plateforme de référence	107
Figure 49 Conditions expérimentales de validation de la plateforme, sujet en place	108
Figure 50 Analyse graphique de Bland et Altman / X_{moyen}	111
Figure 51 Analyse graphique de Bland et Altman / Y_{moyen}	112
Figure 52 Cheval mécanique 'Peteris Klavins [©] ', avec 'ADPC [©] ' en essai (coll. privée).....	115
Figure 53 Comparaison image et radar du CoP dans le plan antéropostérieur (coll. privée).	117
Figure 54 Comparaison image et radar du CoP dans le plan frontal.....	118
Figure 55 Synopsis de l'expérimentation.....	125
Figure 56 Nombre d'individus en fonction du niveau d'expertise.....	129

Figure 57 Répartition des individus par catégorie en fonction du genre	131
Figure 58 Synopsis de l'expérimentation.....	141
Figure 59 Surface de l'ellipse à 90% par expertise, en mm.....	145
Figure 60 Différence de la SEL statique/dynamique YO et YF	154
Figure 61 Position moyenne sur la selle des experts et professionnels.....	157
Figure 62 Déroulement de l'étude globale.....	161
Figure 63 Masse appliquée sur les étriers par étape, Non Cavalier / Expert.....	162
Figure 64 Force appliquée sur les étriers par étape Hommes / Femmes.....	162
Figure 65 Etrier et jauge soudée (Delta) Femke, 2012	168
Figure 66 Terminologie des mouvements, plans et axes chez le cheval (Clayton & Hobbs, 2017).....	169
Figure 67 Arbre de classification pour le travail sur cheval mécanique à la fréquence 1.4 Hz	170
Figure 68 Analyse de la décomposition des forces exercées sur le capteur.....	173
Figure 69 Repérage de l'axe transverse sur la selle par projection de la verticale d'un cavalier grâce à un laser à bulle, selle en place, cheval fixe.....	181
Figure 70 Illustration des iso-valeurs de la pression sur la selle avec frottements	182
Figure 71 Alignement en statique	210
Figure 72 Décalage latéral du cavalier/selle/cheval en dynamique	211
Figure 73 Stratégies à support fixe et à changement de support (Maki & Mc Ilroy, 1997)...	213
Figure 74 Tactiques de stabilisation (Gagey, Bizzo, Ouaknine, & Weber, 2018)modifiée DPC	213
Figure 75 Couplage des deux systèmes (Ouaknine, tactique du pied) (Gagey, Bizzo, Ouaknine, & Weber, 2018)	214
Figure 76 Projection du centre de masse sur les deux polygones de sustentation. (col privée)	214
Figure 77 Stratégie mixte dans le plan frontal (adaptation personnelle).....	217
Figure 78 Stratégie du novice plan sagittal (adaptation personnelle)	217
Figure 79 Système instable et système stable (Noé, 2016).....	218
Figure 80 Stratégie de l'expert en dressage, plan sagittal (adaptation personnelle).....	219
Figure 81 Stratégie spécifique au CSO, plan sagittal (adaptation personnelle).....	220
Figure 82 Angulation des limites de stabilité (col privée)	220

Liste des tableaux

Tableau 1	Tableau récapitulatif des fréquences de foulée en fonction des allures	36
Tableau 2	Amplitude verticale du rebond en fonction de l'allure	37
Tableau 3	Analyse comparative des outils existants.....	69
Tableau 4	Caractéristiques de notre outil d'acquisition.....	73
Tableau 5	Tableau des mesures de selles (longueur, largeur, intermédiaire)	78
Tableau 6	données des statistiques descriptives.....	109
Tableau 7	Moyennes des données recueillies par ADPC [®] avant et après les exercices du stage	121
Tableau 8	Tableau de la répartition de la population.....	129
Tableau 9	Tableau de la population par genre	130
Tableau 10	Corrélation Cavalier/non cavalier, et parmi les non cavaliers Sportif/non sportif	132
Tableau 11	Tableau de la population en fonction de l'expertise	133
Tableau 12	Norme statique par genre	134
Tableau 13	Norme statique par expertise.....	135
Tableau 14	Quotient Romberg de selle en statique en fonction du genre.....	136
Tableau 15	Tableau du QRS par expertise.....	136
Tableau 16	Effet visuel en statique	137
Tableau 17	Comparaison des variables, Test/Retest.....	138
Tableau 18	Tableau de Norme dynamique par genre, YO et YF.....	142
Tableau 19	Norme dynamique par expertise YO et YF.....	143
Tableau 20	QRS par genre	144
Tableau 21	QRS dynamique par expertise.....	144
Tableau 22	Effet visuel en dynamique.....	146
Tableau 23	Récapitulatif de la Norme Dynamique, par expertise et par genre	147
Tableau 24	QSE analyse descriptive.....	149
Tableau 25	Stratégie Homme/Femme.....	151
Tableau 26	Stratégie en fonction de l'Expertise.....	151
Tableau 27	QRS récoltés sur l'ensemble de l'étude.....	152
Tableau 28	Effet apprentissage avant / après exercice en balancier global YO	156

Tableau 29 Bonne posture au premier quartile	158
Tableau 30 Bonne posture à la médiane.....	159
Tableau 31 Premier quartile/médiane recherché	160
Tableau 32 Stratégies en fonction de l'expertise	164
Tableau 33 Variables affectées par l'effet IMC.....	171
Tableau 34 Tableau comparatif Statique ADPC/Normes AFP85	221

Publications, communications

Brevet :

Acte de secret d'affaires, KHP INT LTD « ADPC ». Registered number 07469216, document 20.(2012/10/15) ; 2015

Articles ou actes dans une revue internationale avec comité de lecture:

Prin-Conti D, Bertucci W, Debray K. Finite element model and ergonomic pertinent choice for stirrup sensors location, *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, Volume 20, Pages 163-164, 2017.

Prin-Conti D, Bertucci W, Debray K. Analysis of a horse simulator's locomotion by inertial sensors, *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, Volume 20, Pages 165-166, 2017.

Prin-Conti D, Bertucci W, Debray K. Validation of a new horse saddle stabilometric platform (ADPC) to analyse the rider's balance. *Journal of Sport Science*. Sept 2018.

Articles dans une revue professionnelle

Prin-Conti D, Bertucci W. Réflexion sur l'assiette statique et dynamique. *Revue Européenne d'Ostéopathie Comparée Osteo4pattes*. 2017;48 B(65) :18-23.

Prin-Conti D, Taiar R. Modification de l'assiette du cavalier après traitement ostéopathique ; Évaluation sur simulateur équestre. *Revue de l'Ostéopathie*. 2013;11(3):5-10.

Prin-Conti D, Taiar R. Changes in the rider's seat after osteopathic treatment. *Revue Européenne d'Ostéopathie Comparée Osteo4pattes*. 2013;30:32-35.

Congrès :

Prin-Conti D, Bertucci W, Debray K Création et validation d'un outil d'analyse de la posture du cavalier 'ADPC' Journée d'étude scientifique dans le cadre des 20 ans de l'UFR STAPS, PSMS EA 7507 UFR STAPS de Reims, Mars 2018.

Prin-Conti D, Bertucci W, Debray K. Analysis of a horse simulator's locomotion by inertial sensors. Congrès de la Société de Biomécanique Reims France, Novembre 2017.

Prin-Conti D, Bertucci W, Debray K. Plateforme posturale sur selle, objectivation de la modification de la posture de cavaliers de dressage. *43ème Journée de la Recherche Équine, Acte de colloque*. 16 Mars 2017:175-179.

Prin-Conti D, Bertucci W, Debray K. Plateforme posturale sur selle, objectivation de la modification de la posture de cavaliers de dressage. 43ème journée de la recherche équine, IFCE Institut National de la Recherche Agronome 75007 Paris, Mars 2017.

Prin-Conti D, Bertucci W, Debray K. Ergonomic and mechanic pertinent choice for stirrup sensors location. Congrès de la Société de Biomécanique Reims France, Novembre 2017.

Prin-Conti D, Bertucci W, Debray K. Conception et réalisation d'un système d'analyse de la posture du cavalier, plateforme de selle et capteurs d'étriers. 2nde journée des doctorants IFCE Institut Français du Cheval et de la Filière Equine, Institut National de la Recherche Agronome 75007 Paris, 2016.

Prin-Conti D, Bertucci W, Debray K. Conception et réalisation d'un système d'analyse de la posture du cavalier, plateforme de selle et capteurs d'étriers. Journée des doctorants URCA, présentation thèse UFR STAPS Reims BHERC, 2015.

Prin-Conti D, Chêne P, Taiar R. Exploration de l'interrelation Cavalier-Cheval. 10ème Symposium of International Osteopathic Research. Nantes IDHEO, 2014.

Prin-Conti D, Taïar R. Modification de l'assiette du cavalier après traitement ostéopathique. :
URCA UFR STAPS Reims, Juin 2013.

Vulgarisation scientifique

Vidéo : Conception et réalisation d'un système d'analyse de la posture du cavalier, plateforme de selle et capteurs d'étriers, <https://www.youtube.com/watch?v=6kOYcuMx4LM> Avril 2016.

Préambule

Aristote dans les "seconds analytiques" considère que la connaissance s'établit de façon progressive, partant obligatoirement de la sensation pour aboutir à l'intellection, l'acte par lequel l'esprit conçoit. « Toute connaissance rationnelle, soit enseignée soit acquise, dérive toujours de notions antérieures. » (Aristote, 2000). Don Duarte dans son traité d'équitation, chapitre traitant de la méthode pédagogique de l'écuyer, note que l'exécutant, c'est à dire le cavalier, n'est pas en mesure de juger ses sensations. Il doit être aidé par un observateur. L'écuyer doit apprendre à l'élève à ressentir, c'est à dire à juger les sensations qui arrivent à son cerveau par l'intermédiaire des sens. C'est sur la base de ses sensations correctement interprétées que le cavalier va parvenir à s'améliorer et à construire son savoir équestre. Les sensations sont parfois perverties car le cavalier n'est pas lui-même en mesure de percevoir sa symétrie ou son asymétrie, il n'est pas lui-même en mesure de savoir si son cheval est symétrique ou asymétrique. Il perçoit sans connaître si la référence est juste ou non. L'apprentissage doit se faire en trois phases, (i) développer l'adresse et vaincre sa peur, puis (ii) monter différents chevaux à la difficulté progressive, et (iii) enfin la phase de perfectionnement. (Duarte, 1842). L'ensemble de cette pédagogie du XV^{ème} siècle correspond à l'esprit de l'équitation moderne.

Même si grâce à l'apprentissage bien conduit, la qualité du cavalier ne fait plus de doute, l'auto appréciation subjective est mise à mal par l'analyse de Rhodin et al. où ils découvrent une quotité importante de chevaux dits sains (73%, n = 222) qui présentent une asymétrie de comportement pouvant les comparer à des chevaux boiteux par mesure accélérométrique, sans que leur propriétaire en soit conscient (Rhodin, et al., 2017). La finesse de l'étude accélérométrique montre les limites de la qualité perceptive de l'humain. Pour la bonne santé du cheval, le cavalier doit devenir conscient de ces asymétries.

De plus l'évaluation subjective par un observateur extérieur des défauts de position du cavalier semble être difficile. Un panel de 5 juges et entraîneurs expérimentés a évalué 60 combinaisons possibles de cheval et cavalier en fonction de la présence de 16 déviations posturales. Il n'y avait pas d'accord statistique entre les évaluations (Blokhuis, et al., 2014). Cela montre que tout jugement subjectif, même réalisé par un expert et reconnu comme tel par ses pairs, n'est somme toute qu'une notion de point de vue. Deux observateurs regardant une scène de deux endroits différents auront deux notions différentes de l'espace et de la réalité qui s'est déroulée sous leurs yeux. Clayton et al. ont résumé les caractéristiques des allures équines qui affectent la position, les mouvements et les forces musculaires du cavalier.

Une étude préliminaire de l'évaluation subjective de la technique du cavalier et de la détection des déficits de performance montre (i) qu'une meilleure compréhension du couple cavalier/cheval est nécessaire, (ii) que l'observateur doit savoir mesurer les changements et les différents schémas de travail chez les chevaux en mouvement, (iii) que ces schémas sont également affectés par la selle et (iv) par la capacité du cavalier à ajuster ses mouvements pour accommoder son interaction mécanique avec le cheval (Clayton & Hobbs, 2017). L'utilisation d'outils de mesures de plus en plus performants et de technologie avancée nous permet d'analyser et d'approfondir les notions inhérentes à l'adaptation réciproque entre le cavalier et son cheval. Cette interaction cavalier/cheval est symbolisée par le centaure ou plus précisément l'hippocentaure, mi homme et demi cheval, (Denis Diderot, 1772), surnom donné aux peuples de Thessalie qui entreprirent les premiers dans la Grèce à monter à cheval, en sorte que leurs voisins crurent d'abord que l'homme et le cheval ne faisaient qu'un même composé. Cette interaction doit être analysée de manière objective et adaptée aux exigences équestres. Peham, et al., 2004, ont montré (i) que le modèle de mouvement d'un cheval bien monté varie moins que le modèle de mouvement d'un cheval non-monté, (ii) le bénéfice ajouté à la locomotion du cheval avec une selle ajustée à son anatomie.

Il est difficile d'appréhender l'interaction cavalier /cheval. Les deux corps articulés sont en contact indirect par une selle interposée. L'analyse de (Biau, 2007), l'amène à conclure que le développement d'outils adaptés à l'équitation permettrait d'approfondir la compréhension de ces interactions. Cela nécessite (i) l'analyse cinématique et dynamique du cheval et du cavalier pour apprécier objectivement le fonctionnement du couple, et (ii) quantifier l'information au niveau de la selle. Mais pas uniquement, les forces exercées sur l'étrier ont été mesurées en trot assis et enlevé par (Femke, et al., 2012), qui ont conclu qu'une combinaison de données basée à la fois sur les forces exercées sur les étriers et la force exercée sur la selle peut fournir des informations supplémentaires sur le chargement total du cheval par un cavalier. De plus, Greve et al concluent (i) qu'une meilleure compréhension du couple cavalier/cheval est nécessaire, (ii) que l'observateur doit savoir mesurer les changements et les différents schémas de travail chez les chevaux en mouvement, et (iii) que ces schémas sont également affectés par la selle et (iv) par la capacité du cavalier à ajuster ses mouvements pour accommoder l'interaction mécanique avec le cheval (Greve, et al., 2013).

Dans notre étude préliminaire, nous observions le positionnement d'un cavalier sur une selle en statique et en dynamique, monté sur un simulateur équestre. Cette étude a fait

l'objet d'une publication dans une revue professionnelle. Outre le résultat de notre étude nous avons noté deux effets collatéraux (annexe 2), (i) en statique un défaut d'alignement entre le cavalier et la selle d'une part et entre la selle et le cheval d'autre part, (ii) en dynamique, une asymétrie de déplacement latéral du cavalier sur la selle. Nous nous sommes posé la question, (i) comment objectiver de déplacement, (ii) s'il existait un matériel permettant cette objectivation. Comme le montrera l'état de l'art, nous n'avons pas, à ce jour et à notre connaissance, découvert le matériel correspondant à nos attentes.

C'est pourquoi l'objectif de notre recherche est de créer un appareillage performant, peu onéreux, mobile, utilisable partout, de manière à pouvoir analyser l'interaction cavalier /cheval. Il sera basé sur l'analyse des forces exercées à la fois sur la selle et sur les étriers. Le matériel se doit d'être à la fois orienté (i) pour une étude statique et dynamique en laboratoire, et (ii) pour une étude in situ du couple cavalier/cheval. Nous nous devons d'exporter le laboratoire de recherche sur le terrain de l'expérimentation pratique. Bon en 1891 publie dans la 'revue scientifique ' une série d'articles, il veut utiliser des bases scientifiques liées à la modernité de l'époque pour établir l'équitation. « La tendance de l'esprit moderne, est de confier autant que possible à des instruments scientifiques, au lieu de l'abandonner à nos sens, la constatation des phénomènes. Les premiers, en effet, ne connaissent pas l'erreur, les seconds y sont exposés toujours. » (Bon, 1891). Ce fut un précurseur de l'équitation scientifique en transposant un laboratoire en manège. Il utilisa la roulette métrique, le chronographe enregistreur, le dynamomètre, et la chronophotographie.

Voici le tableau du déroulement de notre étude, présenté en Figure 1.

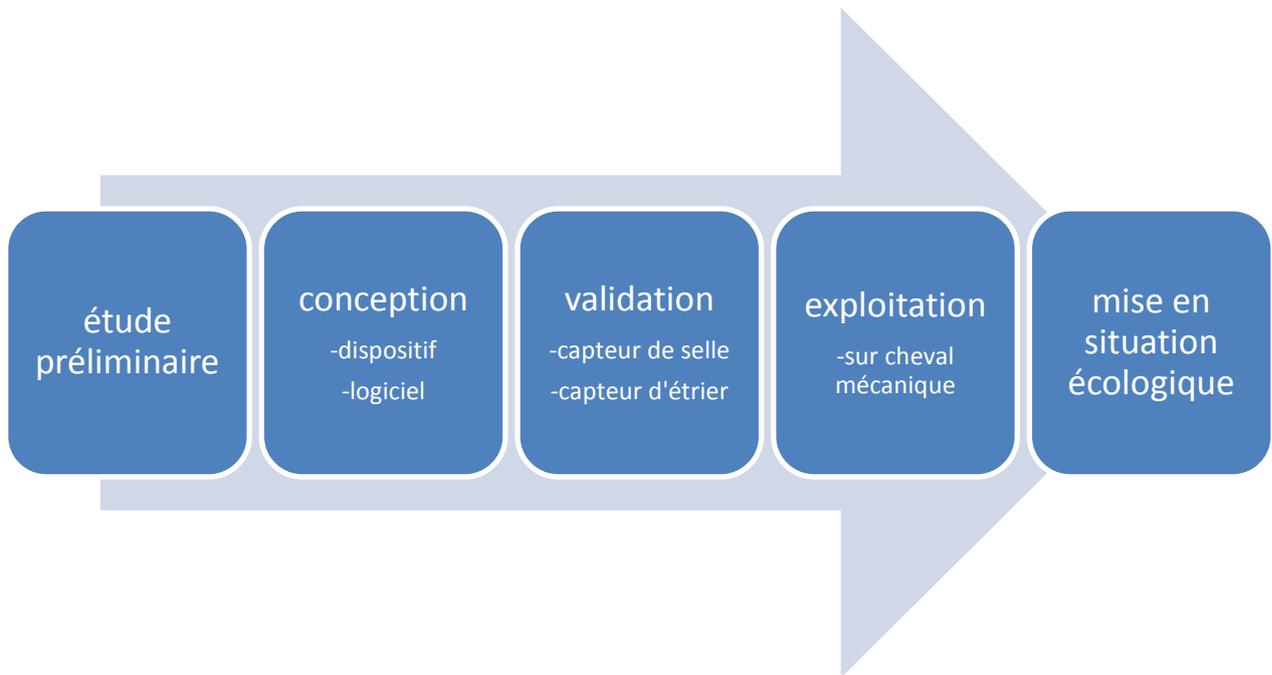


Figure 1 Schéma du déroulement de la réalisation du nouveau dispositif expérimental

La partie conception sera composée de :

- (i) Etat de l'art
- (ii) Cahier des charges
- (iii) Détermination de l'emplacement de nos capteurs de selle grâce à l'anatomie, la pelvimétrie et la mesure d'empreintes sur selle.
- (iv) Détermination de la position des capteurs d'étriers grâce à la méthode des éléments finis.

La partie validation sera composée de :

- (i) Validation des capteurs de selle
- (ii) Validation des capteurs d'étriers
- (iii) Validation de notre nouvel outil grâce à différentes expérimentations comparatives à une plateforme prise en référence.
- (iv) Mise en situation en condition de laboratoire sur cheval mécanique

La partie exploitation sera composée de :

- (i) Détermination d'une norme posturale statique du cavalier
- (ii) Détermination d'une norme posturale dynamique du cavalier
- (iii) Analyse de nos indices spécifiques

Chapitre I ETAT DE L'ART

1.1 Le cavalier, sportif et écuyer

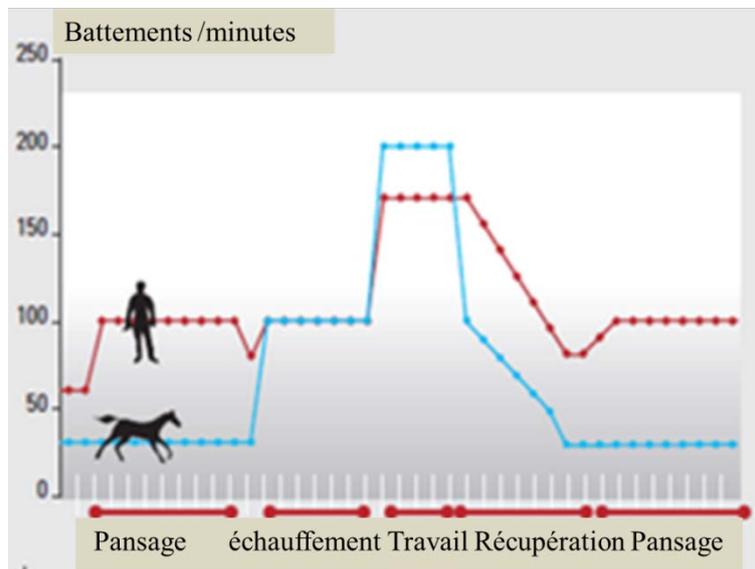
1.1.1 Introduction

La Fédération Française d'Équitation (FFE) dénombre pas moins de 700 000 licenciés pour 2017, chiffre en évolution constante depuis 1984. A ce jour un cavalier ne possède qu'une seule licence. (Statistiques, 2017). Cela représente en 2017 pas moins de 28 000 concours sur le territoire national, 720 000 couples cavalier/cheval engagés, pour un montant total de frais d'engagement de 25 000 000 d'Euro. (FFE, 2017). Ces chiffres nous montrent l'importance et les enjeux financiers engagés dans la filière sportive équine. Les cavaliers et les chevaux ont dépassé le seuil de masse critique et deviennent le fruit d'attentions spécifiques, tant (i) en terme de prévention que (ii) dans l'amélioration de la performance comme (iii) dans le suivi du mieux-être de chacun des acteurs.

1.1.2 Sportif de haut niveau

Contrairement aux idées reçues lorsque l'on s'imagine l'équitation, le cheval n'est pas le seul sportif à travailler et à fournir un effort. Que ce soit dans la pratique de l'équitation de type concours de sauts d'obstacle (CSO), dressage (DR) ou endurance (EN), la physiologie de ces sportifs est étudiée avec attention par divers groupes de recherche (Evans, 1985) (Andrews, et al., 1995) (Foreman, et al., 2004) (Munsters, et al., 2014), comme lors des journées de recherche équine patronnées par les Haras Nationaux et l'Institut Français du Cheval (Kirsch, et al., 2017). L'étude de Kirsch portant sur les fréquences cardiaques et sur les taux de lactate observés sur 159 chevaux, démontre que les fréquences cardiaques et les taux de lactates augmentent en fonction du niveau du concours. Depuis 2010 les scientifiques démontrent tout l'intérêt que l'on se doit de porter aux cavaliers (Biau, et al., 2012), en présentant un résultat de recherche sur la physiologie cardiaque. Se crée alors la réalité de l'émergence du couple sportif homme/cheval. L'objectivation de la fatigue chez des cavaliers amateurs et expérimentés est étudiée par (Westerling, 1983) et (Devienne & Guezennec, 2000) qui montrent une augmentation de la consommation d'oxygène et du débit pulmonaire en fonction de l'allure du cheval (respectivement pendant le pas, le trot enlevé, le trot assis, le galop). Seul Devienne analyse le saut d'obstacle (CSO) où la consommation et le débit atteignent les maximas. Ils démontrent aussi que le cavalier participe activement dès le début

de la préparation du cheval, jusqu'à la phase de fin du pansage, avec des fréquences cardiaques pouvant dépasser 160 bpm. Devienne et Al constatèrent que pendant le parcours, la consommation d'oxygène et la fréquence cardiaque peuvent atteindre respectivement 75% et 92% de la capacité maximale du sujet. (Devienne J. , 2012).



Cycle de travail : pansage, échauffement, travail intense, récupération, pansage.

En bleu la représentation de la fréquence cardiaque de cheval en bpm sur la totalité du cycle de travail

En rouge la représentation de la fréquence cardiaque en bpm du cavalier pendant la même phase

Figure 2 Comparaison des fréquences cardiaques cavalier/cheval pendant un cycle de travail (Kirsch, et al., 2017).

En termes de dépense énergétique réelle de l'exercice physique réalisé, pour une consommation moyenne de 2 l/mn, en 20 mn d'entraînement, cela représente environ 200 kcals. Une heure de course à pied à 60% de VO_2 max chez un homme de 70 kg représente une dépense énergétique de 600 à 700 kcals. Or le CSO ne permet pas d'atteindre pendant assez de temps des valeurs de VO_2 susceptibles d'augmenter la capacité aérobie des cavaliers. Maintenant l'importance de la VO_2 max chez le cavalier est sujette à controverse puisque c'est pendant la phase de galop et de saut qu'une haute VO_2 est nécessaire. Comme l'a constaté (Brugmann, 2012), il faut réaliser 25 à 30 mn de trot ou galop en dressage pour consommer les 200 kcals de notre cavalier de CSO. Or, les cavaliers de haut niveau s'entraînent au minimum quatre fois par semaine, avec des durées prolongées dans les activités de trot et de galop. Ils peuvent présenter des effets d'entraînement avec augmentation de leur capacité aérobie, anticipé par les études antérieures de (Guitérrez Rinçon, et al., 1992)

ainsi que (Trowbridge, et al., 1995) et (Wright & Peters, 2008). Dès le trot le seuil de 60% de la VO₂ max est atteint et dépassé. S'il est atteint pendant 30 à 45 mn, 3 à 5 fois par semaine, il permet l'amélioration des capacités aérobies (INSERM, 2008). Nous savons que les séances d'entraînement durent entre 45 et 75 mn en moyenne. Sachant qu'un cavalier de concours amateur s'entraîne environ 5 fois par semaine et qu'un professionnel monte plusieurs chevaux par jour, ces cavaliers sont bien entraînés. Les études réalisées prennent souvent des cavaliers experts comme référence afin de minimiser les effets annexes liés à l'apprentissage, car la performance résulte du niveau de préparation physique et psychologique du cavalier (Guezennec, 2012).

Il est cependant très difficile d'analyser les exigences physiologiques de l'équitation tant la discipline est représentée par des activités et des spécialités diverses. Il existe clairement des différences en fonction des disciplines pratiquées. Pour (Terrada, et al., 2004) les cavaliers de dressage (DR) effectuent un test qui dure 5-8 mn avec un mouvement limité et avec une forte proportion de contractions toniques, alors que pour (Roberts, et al., 2009) lorsque le cavalier adopte une position en appui sur les étriers, cela nécessite de la force musculaire à contraction tonico-toniques et tonico-phasiques dans les membres inférieurs, le dos et les membres supérieurs.

Les exigences physiologiques de l'équitation dépendent du type d'équitation pratiquée, elles sont aussi dépendantes du niveau d'expertise du cavalier. Depuis l'année 2012, (Sanson, 2012) il existe au sein de l'Ecole Nationale d'Equitation basée à Saumur, une formation spécifique parlant de la condition physique du cavalier, sensibilisée par l'amélioration de la performance du cavalier. De nombreuses études (JRE, 2017) axent leurs travaux sur l'amélioration de la performance sportive, en coordonnant de plus en plus la symbiose du couple cavalier cheval. (Olivier A. , 2017) , (Robert, et al., 2017), (Kirsch, et al., 2017), (Sapone & Martin, 2017), (Biau, et al., 2017), (Dubrulle, et al., 2017), (Barbé, et al., 2017), (Fortier, et al., 2017). Ces Journées de la Recherche Equine sont un concentré de la recherche autant sur le cheval que sur l'interaction cavalier/cheval. La prochaine JRE 2018 sera axée sur la recherche spécifique grâce aux systèmes embarqués avec une session spéciale : « Cheval de précision, des dispositifs embarqués à la gestion des données et services générés ».

De plus, l'effet de l'expertise influence (i) la qualité de la posture et (ii) l'équilibre perceptif interne immédiat du cavalier, et (iii) semble influencer ce même système sur le long terme. Les cavaliers experts se distinguent des confirmés par (i) une meilleure gestion de la vitesse de la dernière boucle (dans une épreuve de cross) mais (ii) aussi par une vitesse moyenne de course supérieure générée par une utilisation adéquate du galop. (Viry, 2012). Les cavaliers experts présentent, sur simulateur équestre, une amplitude de déplacement de la tête moindre que celle des cavaliers de club (n=26), déplacement observé à l'aide de trois caméras optoélectroniques (250 Hz) (Olivier, 2012). De ce fait, la stabilité de la tête détermine le niveau d'expertise des cavaliers (Terada, et al., 2000), (Olivier, et al., 2015), (Olivier, et al., 2017). Cette stabilité serait un point d'ancrage et une plateforme de guidage inertiel (Olivier, 2017), ce qui confirmerait les travaux de (Pozzo, et al., 1990).

Puisque le cavalier expert est plus à même d'être en coordination avec les mouvements du cheval, que ses contractions musculaires sont plus appropriées et plus économes, l'analyse de sa posture et de ses stratégies posturales s'avère être un des moyens probable pour améliorer la performance du couple cavalier/cheval.

1.2 Le cheval et sa locomotion

Nous avons besoin de comprendre comment fonctionne le cheval dans ses allures, rythmes, foulées et fréquences afin de modéliser au mieux l'action de notre cheval référent.

1.2.1 Les allures : foulées, fréquences

Pour se mouvoir, le cheval déplace ses membres selon une chronologie propre à chaque allure. Lorsqu'on observe un seul membre, celui-ci décrit un cycle comprenant la phase d'appui au sol puis la phase de soutien pendant laquelle le membre est ramené en avant pour l'appui suivant. Ce cycle locomoteur correspond à une foulée dont les caractéristiques de longueur et de durée varient selon l'allure et la vitesse. Les deux expressions de la vitesse moyenne de déplacement du cheval sont (i) la fréquence et (ii) la longueur des foulées qui sont mesurables par des moyens vidéo ou accélérométrique. (Barrey E. , 1992). Cette étude de Barrey analyse la physiologie et la locomotion des chevaux de sport en vue d'un dépistage précoce de jeunes chevaux 'élites' pour une sélection rigoureuse des éléments de qualité adaptée aux différentes spécialités équestres. Les données de cette étude font référence aux meilleurs chevaux et à l'excellence en qualité de locomotion.

De plus, l'âge du cheval, la race, la qualité du travail effectué font varier la fréquence de foulée. Au trot, la fréquence diminue entre 5 et 6 ans, puis elle se stabilise. La fréquence au pas reste stable dès la fin de la première année. Au galop la fréquence est plus élevée pour les chevaux de plus de 6 ans. (Biau S. , 2017). Les données obtenues sont les suivantes : au pas $0.9 \text{ Hz} \pm 0.05$, au trot $1.28 \text{ Hz} \pm 0.07$ et au galop $1.60 \text{ Hz} \pm 0.08$. Cette étude réalisée sur 12 chevaux âgés de 4 à 6 ans et suivis pendant un cycle d'entraînement au dressage montre que la qualité du travail et l'âge du cheval modifient la fréquence des foulées au trot et au galop. Nous devons en tenir compte pour déterminer une fréquence moyenne de fonctionnement en se basant sur une valeur comprise entre la fréquence du trot et la fréquence du galop, Tableau 1.

Tableau 1 Tableau récapitulatif des fréquences de foulée en fonction des allures

	pas	trot	galop
Biau (2017)	0.9 Hz \pm 0.05	1.28 \pm 0.07	1.60 \pm 0.08
Equisense[®] (2016)	0.93 Hz \pm 0.17	1.52 Hz \pm 0.60	1.8 Hz \pm 0.20

La mesure accélérométrique devient une référence depuis quelques années et une application grand public « Equisense Motion 2016 » se réfère à (Back & Clayton, 2013) pour le calcul de ses foulées. (Equisense, 2016). Les fréquences obtenues sont 0.93 Hz \pm 0.17 pour le pas, 1.52 Hz \pm 0.6 pour le trot et 1.8 Hz \pm 0.2 pour le galop.

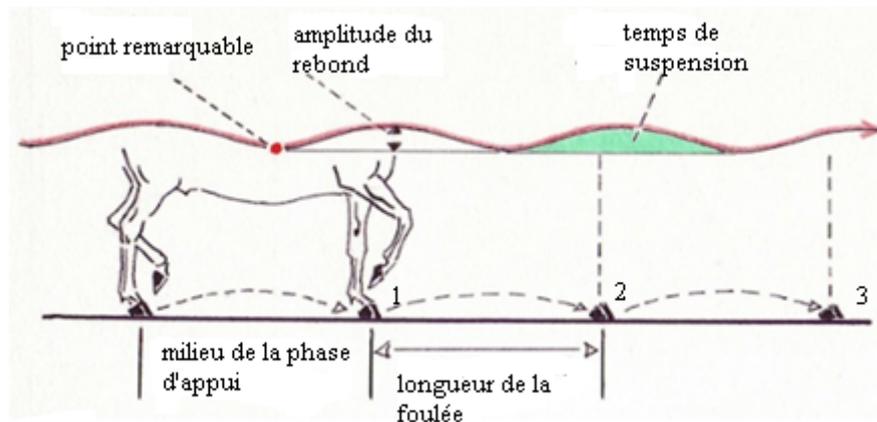
Un entretien avec un entraîneur de renom, juge de dressage international quatre étoiles (Francqueville, 2013), nous permet de préciser une certaine variabilité liée à la taille et aux qualités physiques des chevaux. Au pas la cadence calme est d'environ quarante-quatre à cinquante-six foulées par minute, au trot, cette cadence est d'environ soixante-huit à soixante-quatorze foulées (fréquence de poser d'un membre donné) par minute. Au galop, la cadence est bien supérieure à celle du trot puisqu'elle est se situe entre quatre-vingt-douze et quatre-vingt-seize foulées par minute.

Il existe différents facteurs de modulation de la fréquence des foulées du cheval : (i) la présence ou non du cavalier sur le dos du cheval, (ii) la qualité de son assiette (Peham, et al., 2004) (Lagarde, et al., 2005) (Schölnhorn, et al., 2006). De plus, (iii) l'expertise du cavalier influence la qualité de la foulée du cheval (Nicol, et al., 2012). En raison de cette influence, nous avons dans ce chapitre tenté de déterminer la fréquence moyenne de fonctionnement de notre cheval mécanique en fonction des paramètres réels de la locomotion des chevaux de sport, quelle que soit leur spécialité. Nous essayons de couvrir une plage d'utilisation du cheval la plus étendue possible pour correspondre et se rapprocher au mieux de l'utilisation quotidienne du cheval pour un maximum de cavaliers autour d'une fréquence moyenne standardisée.

1.2.2 Amplitude du trot qui sera modélisée par le cheval mécanique

Nous limiterons l'étude de la fréquence et de l'amplitude du cheval aux paramètres les plus fréquemment utilisés pour qualifier et quantifier le trot et le galop, « Les allures du cheval (trot et galop) sont en effet détectées grâce aux accélérations dorso-ventrales du

cheval » (Nicol, et al., 2012), suite à une étude réalisée par accélérométrie sur des chevaux d'endurance. Ils concluent : « Le déplacement vertical se caractérise au trot enlevé comme au galop par des formes remarquables (figure de Lissajous) de couplage cavalier/cheval. Ces formes sont reproductibles et présentent une bonne stabilité relative », (Figure 3). Au trot (allure sautée), la fréquence des battues dépend de deux facteurs : (i) la longueur de la foulée, et (ii) son rebond (temps de suspension).



La ligne rouge représente le déplacement du pont remarquable du cheval lors du trot

La partie basse correspond à la phase d'appui des pieds au sol

La partie haute de la courbe correspond au temps de suspension, aucun pied du cheval sur le sol

Figure 3 Déplacement vertical et longitudinal du cheval pendant une phase de trot sur 3 foulées (Karl, 2011).

L'amplitude et la fréquence des foulées sont aussi proportionnelles à la taille des chevaux, mesurée au garrot. Le rebond représente l'élévation verticale du point remarquable lors de sa locomotion. Back détermine cette amplitude moyenne dans le Tableau 2 ci-dessous.

Tableau 2 Amplitude verticale du rebond en fonction de l'allure

Allure du cheval	Amplitude verticale
	mesurée (cm)
Pas	1-5
Trot	7-16
Galop	15-30

En fonction de la discipline pratiquée, dressage ou endurance, l'amplitude du rebond sera différente. En endurance le rebond sera minimal pour éviter la fatigue du cheval et permettre un meilleur confort pour le cavalier, à l'inverse en dressage, la recherche est celle du rebond maximal pour magnifier l'allure et le déplacement vertical du cheval, au détriment du confort du cavalier. Cette variation sur l'axe vertical sera fixe sur notre cheval mécanique par construction.

1.3 L'assiette

1.3.1 Introduction

L'assiette du cavalier est un des facteurs déterminant du lien entre le cavalier et le cheval ; de la qualité de ce lien dépendent en partie la communication et la performance du couple cavalier/cheval en dressage. La qualité de la posture et le bon équilibre du cavalier influencent son assiette. Un déséquilibre ou un trouble de la posture va retentir sur la qualité du lien, donc de la performance. Persson et al. évaluent l'influence de l'assiette du cavalier sur la symétrie des mouvements de la tête et du bassin des chevaux, l'effet le plus important était la moindre mobilité du bassin du cheval lors du trot enlevé (Persson-Sjodin, et al., 2018).

1.3.2 Assiette statique

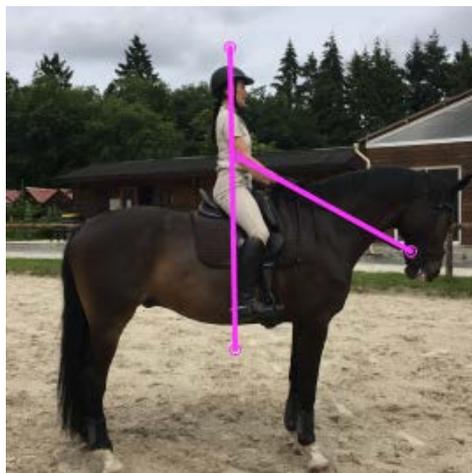
1.3.2.1 Définition

Pour une bonne compréhension des phénomènes équestres et pour se familiariser avec les termes employés lors de cette étude, nous allons définir (i) l'assiette du cavalier, (ii) la position de travail à cheval et (iii) les inconvénients d'une assiette non maîtrisée. Pour cela, nous ferons appel aux informations de la Fédération Française d'Equitation (Lavauzelle, 1974) qui donne comme définition de l'assiette : « C'est la qualité qui permet au cavalier de demeurer maître de son équilibre, en toutes circonstances, quelles que soient les réactions du cheval. ».

Comme le cavalier est assis sur le dos du cheval, l'assiette a une influence considérable sur la dynamique du cheval. De son action (Pradier, 2010), de son opportunité et de sa finesse, dépendent la justesse des aides, des jambes, des mains. Passive d'abord : penché en arrière, le cavalier fait refluer le centre de gravité du couple sur les hanches du cheval, penché en avant ou pesant sur les étriers, il charge les épaules. Action dynamique, l'assiette peut ralentir la cadence du cheval en se faisant « freinante » et en retard lors de l'enlevé du trot enlevé, c'est-à-dire n'accompagnant plus l'allure elle va provoquer un ralentissement et rapidement devenir un signal. C'est un moyen de communication entre le cavalier et le cheval.

1.3.2.2 Position du cavalier

Une belle position académique ajoute encore à l'élégance du cheval, et représente un idéal esthétique et fonctionnel qui vaut la peine d'être poursuivi. Le fessier doit reposer dans le creux le plus profond de la selle, le poids du segment supérieur (tête, tronc, membre supérieur et bassin) est réparti de façon égale sur chaque fesse et sur les muscles internes de la cuisse, le poids des membres inférieurs reposant sur les étriers, la colonne vertébrale est droite, le port de tête est naturel et droit, les épaules sont naturellement en arrière, sans tension, les bras pendent, légèrement en avant de la ligne verticale et tombent le long du corps, Figure 4.



Alignement vertical tête bassin pied, alignement coude main bouche du cheval

Figure 4 Position académique statique (Andréa Gebhardt sur Wiccan, col privée)

Dès le premier traité équestre datant de 370 avant JC (Xénophon, 2008), la position du cavalier fait référence. « Lorsque le cavalier est à cheval, que ce soit à cru ou sur une selle, nous ne recommandons pas qu'il soit placé comme sur un siège, mais comme debout avec les jambes écartées ».

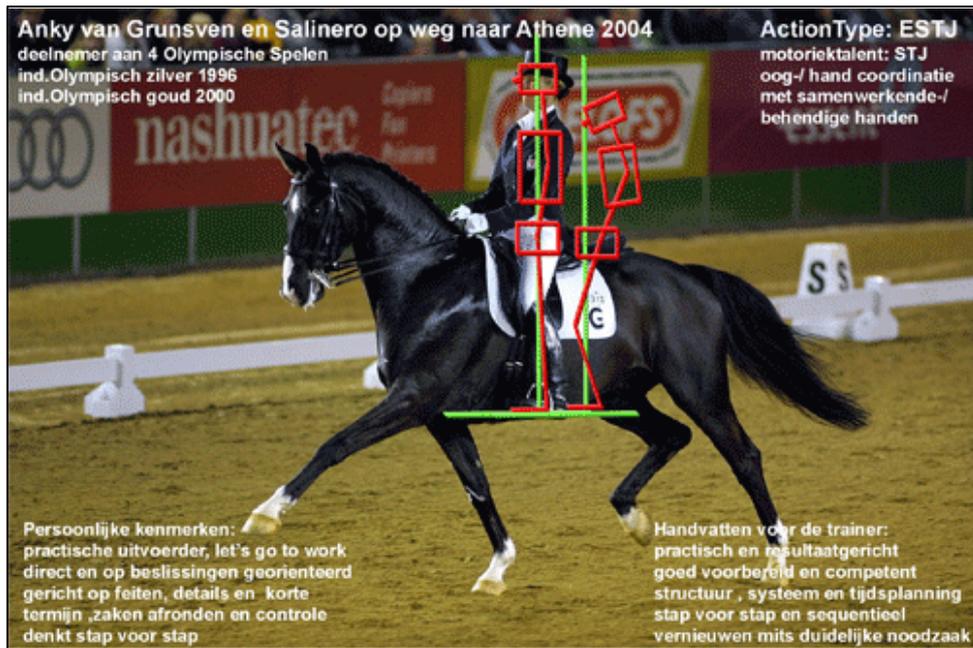
Le 'poids dans les talons' (flexion dorsale de l'articulation talo-crurale, tête des métatarsiens reposant sur les étriers) est enseigné aussi exactement que son contraire, la cheville doit être souple. « Il nous semble plutôt que celui qui, il y a longtemps, a pensé à enseigner au cavalier à mettre le 'poids dans les talons' l'a fait pour qu'ainsi la cheville ne puisse plus jouer afin d'éviter le désordre engendré par des jambes non fixées » (D'Orgeix, 2007). « Il fallait pour cela bloquer la cheville et la chose ne pouvait s'obtenir que par un poids l'empêchant de bouger ». Si le 'poids dans les talons' en bloquant la cheville donne des

jambes fixes, toujours à leur place, à tout moment, y compris au-dessus d'un obstacle et tout naturellement alors le cavalier reste assis 'derrière son cheval' (assiette active et propulsive) (d'Orgeix, 2016). Le buste et la tête droite et décontractée, s'asseoir sur le triangle formé par le périnée antérieur et les ischions permettent une assiette largement ouverte. La ceinture pelvienne poussée en avant et basculée vers le bas. Les cuisses à plat descendant librement, légèrement en arrière. Les jambes tombant relaxées par leur propre poids. Léger contact de la face interne des mollets. Les pieds tournés vers l'intérieur, la pointe des pieds un peu relevée. Cette attitude laisse fonctionner les articulations et absorbe les secousses déjà amorties par le jeu du rein simplement fléchi (Henriquet M., 2007) « C'est lorsqu'elle est plus un moyen de contact qu'un moyen de tenue que l'assiette devient une aide primordiale ».

En tout état de fait il devient impossible de déterminer des positions figées d'assiette en antéversion, rétroversion et autre position rigides comme le faisaient nos prédécesseurs. Certains auteurs décrivent trois types d'assiette possible à cheval qui correspondent à différentes position du bassin (Museler, 1967) (Wellinger, 1970), ils ne tenaient pas compte de l'adaptation permanente entre deux mobiles en mouvement.

L'assiette est très dépendante de la position du corps du cavalier, mais pas uniquement. (Figure 5). La décontraction des muscles, la souplesse des articulations, l'impression de se faire 'lourd sur la selle' (c'est à dire mettre moins de poids sur les étriers et plus sur les fesses), la confiance enfin sont tout aussi importants, sinon plus que le respect rigoureux des préceptes du Manuel d'Equitation. L'approche centrée est dépendante du parfait équilibre de son corps et d'une perception fine de soi-même et de son cheval (Swift, 1985).

L'épaule, le coude et le poignet de l'expert sont alignés (Lagarde, et al., 2005). La position du cavalier sur un cheval marchant au pas fut analysée par (Kang OD., 2010) avec 3 cavaliers 'avancés' (expert ?). Il détermine des angulations articulaires pour le coude ($158 \pm 4^\circ$) pour les épaules ($22 \pm 2^\circ$) les hanches ($120 \pm 3^\circ$) les genoux ($110 \pm 2^\circ$) et les chevilles ($81 \pm 1^\circ$).



Attitude tonique et académique devant, attitude trop relâchée en arrière

Figure 5 Deux attitudes différentes (Anky von Grunsven avec Salinero, Athènes 2004)

En conclusion, l'assiette est la façon de s'asseoir et de répartir son poids dans la selle afin d'amortir, d'accompagner et de contrôler le mouvement et l'équilibre du cheval. Chaque modification de la répartition du poids du cavalier dans la selle déplace le centre de gravité de l'ensemble cavalier/cheval. On peut donc agir sur l'attitude, l'allure et le mouvement du cheval par l'assiette, aide essentielle qui prime sur toutes les autres. De cette action, de son opportunité et de sa finesse, dépendent la justesse des aides, des jambes et des mains.

1.3.3 Assiette dynamique

Cette qualité est inséparable de l'idée de mouvement. On ne peut garder son équilibre sur quelque chose qui remue que par des mouvements accordés et non en cherchant à se fixer, c'est la réduction de l'amplitude de ces accommodations qui réalise la qualité de l'équilibre dynamique (Licart, 1989). Il semblerait, que la qualité de l'assiette dépende avant tout non pas de la position que l'on fixe sur le cheval à l'arrêt, mais de la capacité du cavalier à suivre harmonieusement les différents mouvements inhérents à la locomotion du cheval monté.

Le centre de gravité du cheval en promenade se situe en arrière des antérieurs, celui d'un cheval 'au rassemblé' peut se déplacer jusqu'à l'aplomb des postérieurs. Il est facile d'imaginer l'importance de l'harmonie du centre de gravité du cavalier avec celui de son cheval. L'utilisation de la position devient une aide pour obtenir le déplacement du centre de

gravité d'avant en arrière et latéralement. Montfaucon de Rogles, écuyer de la petite écurie du Roy à Versailles donne la description de la belle posture de l'homme à cheval en écrivant « *tout ce qu'on vient de dire suppose un cheval au repos dont les mouvements vont bientôt déranger cet équilibre de plus d'une manière.* » (Henriquet M., 2007). Encore une fois la différence est faite entre la belle position d'assiette figée en un instant d'immobilité et la qualité de l'assiette dynamique que nous appelons équilibre dynamique. Cette notion est importante pour le choix du placement d'un accéléromètre sur un équidé. Le centre de gravité du cheval varie en fonction de l'allure considérée et de la qualification de l'assiette de son cavalier, par réciprocité, votre cheval « cale » son centre de gravité sur le vôtre (Henry, 2011).

La qualité de cet équilibre dynamique (l'assiette) assure la liaison du couple cavalier-cheval grâce au synchronisme du bassin avec les mouvements du cheval, Figure 6. Il semblerait grâce à la technique équestre du balancier global, et d'après les travaux de Favory que les autres régions anatomiques recherchent la plus grande stabilité. Le cavalier doit fonctionner juste, c'est-à-dire symétrique, en équilibre et décontracté (Favory, 2011).

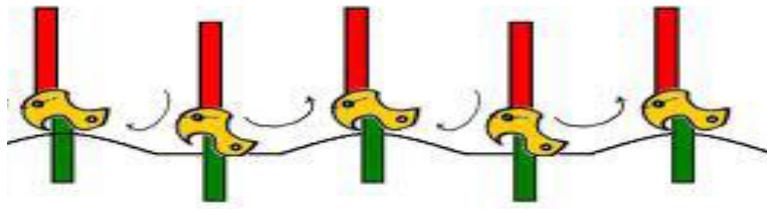


Alignement vertical tête bassin pied, alignement coude main bouche du cheval

Figure 6 Assiette dynamique au galop (Andréa Gebhardt sur Wiccan, col privée)

La colonne vertébrale du cavalier doit assurer les adaptations à tout changement de position, elle ne doit pas rester rigide (Sommermeier, 2007). Cette adaptation est possible si le cavalier amortit les réactions des mouvements du cheval par le jeu des articulations de son

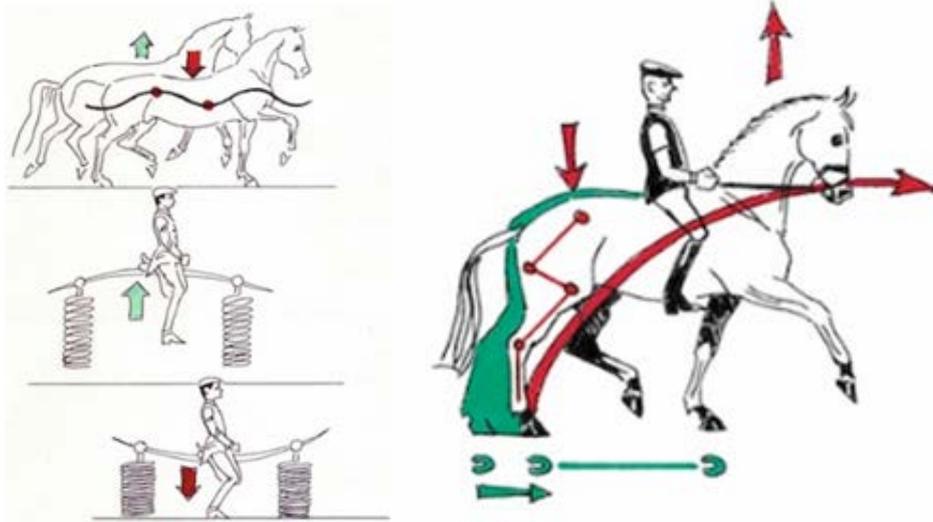
bassin, en exécutant des mouvements alternatifs d'antéversion et de rétroversion. Le cavalier sera donc lié à son cheval simplement en effectuant des mouvements complémentaires aux siens, consciemment d'abord, puis grâce à la pratique, de plus en plus instinctivement. La Figure 7 illustre l'alternance de positionnement du bassin (en jaune) dans l'axe longitudinal (antéversion, rétroversion symbolisées par les flèches). En rétroversion la partie postérieure du bassin (coccyx) appuie tandis qu'en antéversion c'est la partie antérieure du bassin (pubis) qui appuie sur la selle.



En noir l'ondulation du dos du cheval au trot, en jaune le bassin du cavalier, rouge la colonne, vert le membre inférieur. Le mouvement du bassin suit cette ondulation.

Figure 7 Mouvement du bassin en fonction du mouvement du dos du cheval (Allège Idéal, 2014)

Il existe un déplacement vertical du cheval entraînant un déplacement vertical du bassin majorant la force de réaction sur la partie anatomique du bassin (ischions) du cavalier en contact avec la selle (axe médio-latéral ou transversal). Il existe de même un déplacement antéropostérieur du bassin confortant les appuis pubiens et coccygiens (axe antéropostérieur ou longitudinal). Il se trouve que la poussée de la selle est dirigée en avant et en haut. Il existe une double contrainte qui s'exerce entre le cheval et le cavalier. Karl P., Figure 8, ancien cavalier de Saumur, montre bien la direction de la poussée venue des postérieurs du cheval (Karl, 2011).



A gauche la notion de rebond sur l'axe Z, à droite la poussée des postérieurs et l'avancée sur l'axe Y, la flèche rouge est la résultante de l'action musculaire du cheval (en haut et en avant).

Figure 8 Le Rebond (Karl, Le Rythme, 2011)

La contrainte passive de la masse du cavalier qui suit les rebonds déterminés par les allures du cheval additionnée de la contrainte dynamique liée à la motricité des postérieurs (appliquée de la selle vers les appuis du cavalier), contribuent à exercer des pressions et des frottements. Ces pressions et frottements laissent des empreintes sur les selles lorsque l'utilisation est intensive comme pour les cavaliers de concours. La résultante majeure de ces contraintes est une force oblique dirigée de bas en haut et d'arrière en avant, cette résultante fut analysée et reproduite avec un cheval mécanique « Peteris Klavins » dès 1985.

Conclusion : La qualité de l'assiette doit être dédiée à la communication avec le cheval et non au seul maintien de l'équilibre sur la selle. Cette communication intelligente est rendue possible grâce à l'assiette, qualité du cavalier qui permet de rester maître de son équilibre quelles que soient les réactions du cheval (Humbert, 2000). Cela implique qu'il faille une compréhension parfaite entre les deux protagonistes (Ragons, 2012).

1.4 Communication entre le cavalier et le cheval, les risques de la mésentente

1.4.1 Communication entre le cavalier et le cheval

Lors de la pratique de l'équitation, le cavalier guide et contrôle le cheval à travers (i) sa position et (ii) les signaux physiques qu'il engendre avec son corps (Münz, et al., 2014) (Lovett, et al., 2005). Ce qui implique qu'il faille une entente parfaite entre les deux protagonistes pour qu'ils se comprennent. (Ragons, 2012). Une bonne communication entre le cavalier et son cheval (utilisation des aides) permet au cavalier de bien se faire comprendre de son cheval et d'obtenir ce qu'il souhaite de lui. A contrario, une communication pervertie dans le couple cavalier/cheval est à bannir car elle entrainera la mésentente, source d'incompréhension(s). L'art de la monte consiste à faire comprendre à sa monture dans quelle direction et à quelle allure on veut aller (à droite, à gauche, plus vite, reculer, au pas, au trot, au galop). Le langage utilisé par le cavalier est avant tout gestuel et utilise toutes les parties du corps pour accompagner par son poids le mouvement du cheval sans le déséquilibrer. Les notions d'équilibre et celle d'harmonie deviennent fondamentales (Chene, 2004).

L'isopraxie a été définie en 1990 par Mac Lean comme le comportement dans lequel deux ou plusieurs individus s'engagent dans la même sorte d'activité et ainsi communiquent. Le cavalier est censé être synchrone avec les mouvements du cheval: ses doigts s'entrouvrent à chaque fois que les épaules de son cheval s'avancent, et ses jambes se relâchent lorsque les postérieurs sont posés en même temps que la masse du corps s'avance. Il existe donc une « homologie gestuelle » entre le cavalier et le cheval: Le travail des abdominaux et des membres inférieurs du cavalier se fait en même temps et dans le même sens que celui des abdominaux et des membres postérieurs du cheval. Le travail du thorax, des épaules et des membres supérieurs du cavalier se fait en même temps et dans le même sens que celui du tronc et des antérieurs du cheval. La masse du cavalier se déplace en même temps et dans le même sens que la masse du cheval. D'une manière globale, on peut dire que le cheval contracte et relâche ses groupes musculaires en même temps que le cavalier agit et cède avec ses propres groupes musculaires homologues. La grande différence entre les deux est que le cavalier ne développe pas son geste, comme le fait le cheval, mais se contente de l'esquisser par de brèves contractions (Barrey J. , 1990). Si une brève contraction ou la modification du tonus musculaire d'un groupe de muscles de la part du cavalier entraîne une action chez le

cheval, toute perturbation du tonus musculaire du cavalier doit entraîner une information involontaire ressentie par le cheval : C'est toute la difficulté de l'éducation du cheval non dressé.

Il existe de toute évidence une différence de communication entre le cavalier débutant et la finesse de communication du cavalier confirmé, cette communication va influencer la performance du couple. Cette performance peut être mise à mal ou bridée par des troubles de la posture (Bricot, 2009), chez le sportif de haut niveau, le plus petit déséquilibre aura des répercussions désastreuses sur son rendement. Les différences observées entre les cavaliers experts et novices ont montré que la synchronisation de phase n'est pas parfaite chez le novice (Lagarde, et al., 2005).

La synchronisation entre les deux est améliorée par l'information haptique, car le cheval et le cavalier partagent des informations tactiles à travers le corps du cheval grâce à des points de contact (i) de la selle, (ii) les jambes du cavalier, (iii) les étriers, (iv) les rênes (Kelso, et al., 2001).

L'interaction entre le cheval, la selle et le cavalier est complexe. Des selles mal ajustées et un galop rigide ou surdimensionné ou une phase céphalique quadrupède réduite sont associés à une douleur au dos. Les cavaliers, les entraîneurs et les autres professionnels impliqués dans les soins et la performance équine ont besoin d'une meilleure éducation pour reconnaître (i) les selles mal ajustées, (ii) la boiterie du cheval, (iii) le glissement de la selle et (iv) la déformation du cavalier (Greve, et al., 2015).

De même que le cavalier peut influencer le cheval, la réciproque est vraie. Pendant la pratique de l'équitation, les forces propulsives des membres du cheval sont transmises au cavalier (Figure 8) et (i) une asymétrie de forces de propulsion droite /gauche ou (ii) de boiterie infra clinique affectent la symétrie de fonctionnement du bassin du cavalier (van Peinen, et al., 2009).

D'après la zoologue Marthe Kiley-Worthington, (i) le cheval possède un langage subtil et sophistiqué, il sait décoder nos actions, et (ii) 90% des difficultés rencontrées avec les chevaux seraient dues aux cavaliers (Kiley-Worthington, 1999).

Selon une étude déjà ancienne, le risque de chute varie selon le niveau du cavalier et la discipline (Auvinet, 1999). A l'instar des risques liés à la pratique du cheval, son utilisation

dans les conditions favorables permet de concevoir ce sport comme une thérapie et un complément à certaines pratiques de rééducation (Fouquet, 1995).

1.4.2 Les risques de la mésentente

La performance en équitation repose sur l'optimisation des interactions entre le cavalier et son cheval. Les différentes informations perçues par le cavalier, qu'elles soient posturales, visuelles, kinesthésiques et auditives sont le garant du contrôle de l'équilibre et de la bonne adaptation posturale. Elles permettent une bonne communication entre le cavalier et son cheval et sont le siège des interactions entre les deux. La première interaction est la communication entre deux entités, car l'équitation est un des rares sports qui se pratique avec un animal. C'est un sport d'équipe ou l'équipe est composée de deux espèces différentes.

Le risque de cette mésentente commence au box et se continue sur le terrain de concours, où il arrive parfois des accidents. Ce sont les (i) extrémités (32%, n=173), (ii) la tête (24%, n=127) qui sont le plus touchées lors des traumatismes dus à l'équitation alors que (iii) seulement 14% (n=76) des traumatismes concernent la colonne vertébrale (Hasler, et al., 2011). Les causes les plus fréquentes sont les chutes (65%, n=40). Une recherche exhaustive dans la base de données Canadienne SCHIRPT (tous âges confondus, les victimes de blessures occasionnées par l'équitation étaient des femmes 76,5 %) a permis de constater que la plupart des blessures sont survenues lors de la chute du cavalier (62,1 %). Les incidents se sont souvent produits à l'extérieur dans des aires récréatives (43,3 %), et 21,8 % des blessés portaient un élément de protection (CHIRPP, 1995). La localisation de la blessure chez le cavalier est influencée par sa situation. Les cavaliers à cheval ont plus souvent subi des blessures (i) à la poitrine et (ii) à l'extrémité inférieure alors que les cavaliers à pied ont subi des blessures (i) au visage et (ii) à l'abdomen (Carmichael, et al., 2014). L'équitation se classe à la 3ème place des sports les plus à risque dus aux chutes, derrière le motocross et le parapente (Auvinet, 1998).

Les facteurs de protections aux accidents sont (i) l'âge, et (ii) la possession d'un diplôme équestre (Hasler, et al., 2011). D'autres facteurs de protection comme (i) l'utilisation d'un casque ou (ii) d'un gilet minimise l'importance des traumatismes (Moss, et al., 2002) (Püschel, et al., 2012). Le comportement des utilisateurs (attitude positive ou négative) face à l'utilisation de vêtements de protection influence le comportement sécuritaire des cavaliers (Ikinger, et al., 2016). Le comportement du cavalier face au monde de l'équitation est fondamental pour une bonne communication entre les deux protagonistes. Nous venons de

déterminer que la communication commence dans le box, se poursuit pendant la phase pédestre, puis la phase montée pour se terminer dans le box en fin de travail. Cependant, les problèmes comportementaux et de relation à l'homme, d'agressivité peuvent être source d'accidents, il existe un lien entre le mal du dos du cheval et son comportement (Lesimple, 2011). Son étude met en évidence (i) un lien entre les postures du cheval au travail et les problèmes vertébraux rencontrés au box, (ii) un lien entre la posture du cavalier en relation avec la posture du cheval au travail. Cette étude souligne l'importance pour les professionnels d'enseigner aux cavaliers une position correcte, et ce dès le début de la pratique équestre. Il rejoint en cela don Duarte (Duarte, 1842).

Les pathologies du cheval peuvent être la cause d'un inconfort et d'une mésentente. Ainsi, les problèmes de selle et les pathologies osseuses de la colonne vertébrale du cheval sont reconnus depuis 1979 comme étant un signe clinique important des contre-performances de l'athlète équin (Jeffcott, et al., 1979). En effet les radiographies montraient des réactions périostées entre les épineuses sur les vertèbres T13 à T18. Les pertes de performances et les pathologies thoraco-lombaires du furent confirmées par (Zimmermann, et al., 2011a) (Zimmermann, et al., 2011b). Ces zones thoraciques montrent des pics d'hyperpression avec des selles standards non adaptées spécifiquement au dos du cheval (Murray, et al., 2017). Les altérations de la forme du dos sous la selle (thoraco-lombaire) ont été influencées par (i) l'adaptation de la selle, (ii) la qualité du travail et (iii) la compétence du cavalier (Greve, et al., 2015). Un travail équestre bien mené peut minimiser cette altération. Au fur et à mesure que les exercices s'intensifient, il y a (i) une augmentation de la flexion des membres et (ii) une augmentation de l'élévation du thorax par rapport au bassin (Colborn, et al., 2006). Cette qualité musculaire et l'élévation du garrot influencent (i) la forme du dos et (ii) les pressions sous la selle (Walker, et al., 2016).

L'instant monté est l'objet de notre étude, et une absence de perturbation de la posture du cavalier et de la juste demande des aides permettent une bonne communication entre les deux protagonistes (Chêne, 2009). La bonne communication entre les deux parties commence par une bonne 'assise' stable et mobile du cavalier, que l'on nomme une « bonne assiette ». L'amélioration de l'entente peut se réaliser grâce à la méthode du balancier global. Ce mode de fonctionnement provoque la prise de conscience de la notion de globalité de notre corps afin de communiquer avec notre monture de façon fine et légère (Danne & Klavins, 2008). Le

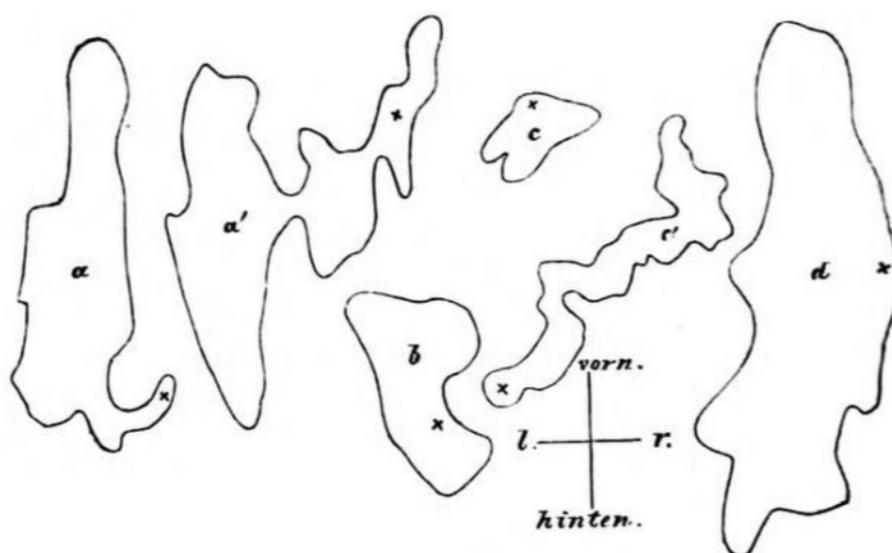
but est que le mouvement, la coordination, l'agilité et l'équilibre (du cavalier et du cheval) soient en harmonie (Meyners, 2004).

Nous venons de concevoir que l'équitation peut être un sport à risques : Associé à cette image de sport dangereux, l'équitation est souvent perçue par les non pratiquants comme un sport néfaste pour le dos. Comme les chocs répétés sur la selle et la position en hyper lordose augmentent le risque de présenter une lombalgie (Gilbert, 2012), c'est une des raisons qui nous pousse à tout faire pour faciliter les performances qualitatives du couple cavalier/cheval. Il en est de même pour la bonne posture du cavalier.

1.5 Eléments de posturologie nécessaires à l'analyse du cavalier

1.5.1 Posturologie et position assise :

Le Pr Von Vierordt a fondé en 1890 à Berlin la première « Ecole de Posturologie ». Il fût le premier à tenter d'objectiver ce qu'il avait compris du corps et de l'équilibre de l'homme. Le corps est « toujours à la recherche de cet instant éphémère au cours duquel s'annulent toutes les forces en action sur sa masse corporelle (...) Il se stabilise en essayant de revenir au voisinage de sa position d'équilibre lorsqu'il en est écarté » (von Vierordt, 1861), il avait à sa disposition une plume accrochée sur un casque (porté par le sujet) qui frottait sur une feuille recouverte de suie et accrochée au plafond au-dessus de la plume afin d'obtenir des schémas. Nous constatons qu'il fût le premier et un des rares à s'intéresser à la position assise, Figure 9,c,c'.



(a) debout yeux ouverts, position militaire (a') debout yeux fermés, position militaire, (b) position hanchée (membre postérieur à droite), (c) assis yeux ouverts, (c') assis yeux fermés, (d) appui unipodal (pied droit).

Figure 9 Surfaces des oscillations posturales (Vierordt, 1861 p 447)

Dans un contexte plus général, les premières études de posturologie en station assise prolongée ont permis de comparer les stratégies de contrôle postural soit (i) pour un même sujet en position assise et debout (Lemerrier, 2010) soit (ii) entre des sujets sains et atteints de

pathologies dans les deux positions (Genthon, et al., 2006) (Bruyneel, et al., 2014). Lors de ces études les auteurs ont étudié le déplacement du centre de pression (CoP) de la même manière qu'en station debout prolongée, les sujets étaient généralement assis sur la plateforme jusqu'au $\frac{3}{4}$ des cuisses et de façon centrée. L'étude de la posture en position assise est très récente et concerne le plus souvent des sujets atteints de pathologies handicapantes les obligeant à rester assis.

Dans le domaine de l'équitation, ce qui se rapproche le plus d'une plateforme de force correspond aux tapis de selles instrumentés que l'on place entre le dos du cheval et la selle. Ces tapis permettent de mesurer les pressions sous la selle et sont utilisés afin d'étudier la répartition des pressions au niveau du dos du cheval (Amblard, 1996), seulement l'emplacement du tapis ne permet pas de préciser si ces pressions sont dues au cavalier ou à la selle.

En équitation l'allure du cheval est stable et anticipée entrecoupée parfois de réactions non prévisibles et déstabilisantes. Les neurosciences s'intéressent aux différents types de latence et de vitesse de réaction entre (i) le pas volontaire et (ii) le pas compensateur dans le cadre d'une stratégie à changement de support. Cage et Al ont comparé le contrôle d'un mouvement de type "*Reach to Grasp*" volontaire en réaction à une perturbation (Gage, et al., 2007). Les sujets étaient assis sur une chaise qui s'inclinait comme un pendule inversé dans le plan frontal. Les caractéristiques permettant de distinguer les deux types de contrôle (central sophistiqué/automatique) qui sont (i) la latence de début du mouvement (137 vs. 239 ms) et (ii) sa vitesse (de réalisation et de pic). Il semblerait que lors d'une déstabilisation assise, la réponse automatique soit plus rapide que la réponse volontaire. Cette étude nous intéresse pour deux raisons : (i) ils utilisent la notion de pendule inverse pour déterminer la déstabilisation lors de l'expérimentation, ceci semble correspondre à celle qui sera perçue par le cavalier sur le dos du cheval, et (ii) la notion de rapidité et d'automatisme de la réponse.

Pour l'analyse posturale de notre cavalier assis, nous nous sommes inspirés des normes de posturologie de l'AFP 85 pour la réalisation logicielle de notre plateforme. Toutes les études normatives en posturologie définissent l'homme postural comme l'homo erectus, c'est-à-dire l'homme se tenant debout en appui sur ses deux pieds, le tronc redressé avec le regard à l'horizontale et les bras le long du corps en réaction aux forces de gravitation. Le contrôle postural est régi par une relation de feedback entre deux systèmes, le système

nerveux central et le système musculo-squelettique (Guskiewicks & Perrin, 1996). Ces informations permettent à l'homme de corriger les écarts par rapport à la verticale afin de maintenir son équilibre et de lutter contre la gravité, tactique du CoP (Gagey, et al., 2018). Les réactions qui résultent de cette recherche d'équilibre sont (i) un ajustement du centre de pression (CoP) par le système postural fin d'une part et (ii) du centre de masse d'autre part (Bizzo & Gagey, 2001). Le contrôle du système postural est assuré par deux fonctions principales. (Massion J. , 1994). La première est de construire la posture en réaction à la gravité et de s'assurer de son maintien en état d'équilibre. La deuxième est d'utiliser cette organisation des différents segments comme référence de nos actions envers notre perception du monde extérieur. Pour cela quatre éléments participent à cette dualité, (i) la position du centre de gravité, (ii) le sens kinesthésique avec toutes les informations d'entrée posturale, (iii) la régulation de l'équilibre lors de la réalisation d'un mouvement, et (iv) la rééquilibration après la survenue d'une perturbation involontaire.

1.5.2 Les Entrées et sortie du système d'équilibration

Les applications cliniques sont décrites par Guskiewicks et Johanson (Guskiewicks & Perrin, 1996) , (Johanson, et al., 1988), les notions d'organisation posturale sont décrites par Massion (Massion, 1992) (Massion 1998) (Masson, 1994), en voici les points principaux :

1.5.2.1 Les exo-entrées

Elles sont directement en rapport avec le monde extérieur, elles peuvent capter les mouvements du corps par rapport à l'environnement : (i) l'œil, (ii) l'oreille interne, (iii) le pied. Seuls des organes sensitivo-sensoriels en rapport avec l'environnement peuvent permettre la stabilisation précise de l'homme dans son environnement.

1.5.2.2 Les endo-entrées

L'oculomotricité met en relation les informations de position données par la vue et les informations issues de l'oreille interne qui ne sont pas comparables si la position de l'œil dans son orbite n'est pas connue du système postural. C'est donc une entrée nécessaire du système postural bien qu'elle n'ait aucune relation directe avec le monde extérieur.

Le même raisonnement s'applique au rachis - en particulier à ses deux parties les plus mobiles, cervicale et lombaire - ainsi qu'aux articulations des membres inférieurs qui donnent la position de «l'exo-capteur plantaire» par rapport aux «exo-capteurs céphaliques».

L'articulation temporo-mandibulaire influencerait le système postural fin en donnant une information d'hypertonie globale homolatérale à l'articulé en dysfonction (Gagey, et al., 1994).

1.5.2.3 La sortie du système

Les réactions cinématiques appropriées à la stabilisation du corps de l'homme entraînent une mobilisation (i) soit du centre de pression, (ii) soit du centre de masse, pour les rapprocher de la même verticale de gravité. Or ces deux tactiques sont très différentes. La masse corporelle agit comme un filtre passe-bas, elle limite la rapidité des déplacements du centre de masse (la fréquence propre du pendule humain est de l'ordre de 0,3Hz). Les déplacements du centre de pression, au contraire, mettent en mouvement des masses considérablement moins importantes, ils peuvent donc être beaucoup plus rapides, donc plus efficaces, et demander moins d'énergie. Cette observation clinique est confirmée par une étude statistique des enregistrements de 182 névrites vestibulaires examinées en situation yeux fermés (Gagey & Toupet, 1991) (Enbom, et al., 1991). L'histogramme des surfaces de Statokinésigramme de ces malades enregistrés par Toupet recouvre la courbe gaussienne de distribution des surfaces de Statokinésigramme chez le sujet normal. Cela supporte l'hypothèse que les canaux semi-circulaires ne participent pas au contrôle de la posture orthostatique normale.

D'après les huit leçons de posturologie (Gagey, et al., 1994),

« le concept de "Système postural fin", serait chargé de maintenir la projection de la verticale de gravité à l'intérieur d'une surface nettement plus fine, ne dépassant pas 2.000 mm² ; cette surface pourrait être appelée le "bassin d'attraction" du système postural fin pour souligner l'aspect chaotique du signal statokinésimétrique...Le maintien de la verticale de gravité à l'intérieur des limites du polygone de sustentation caractérise, lui, les systèmes d'équilibre dynamique, de lutte contre les déstabilisations. » (Figure 10).

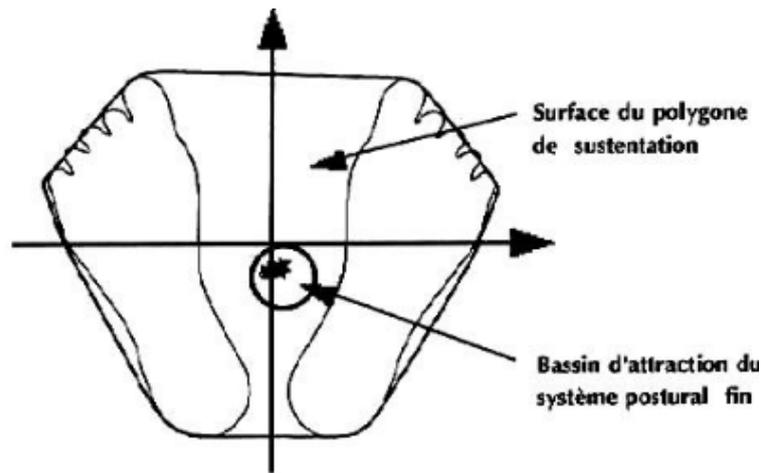


Figure 10 Bassin d'attraction du CoP et polygone de sustentation (Gagey & Weber, 1995)

Pour le cheval statique, l'utilisation de la stratégie par le CoP semble convenir. Pour le cheval dynamique, dans la mouvance des appuis et de la modification de la surface du polygone de sustentation, la double stratégie semblerait se mettre en place. Nous ne savons pas dans quelle proportion.

1.5.3 Les paramètres à respecter pour l'analyse posturale

(Scoppa, et al., 2013) résumant les paramètres à respecter en fonction de la littérature et de leurs propres expérimentations. Pour le temps d'acquisition en position debout prolongée, ils effectuent des tests de 5 à 40s avec un incrément de 5 ou 10s, ils concluent que les mesures deviennent stables pour les différents paramètres observés à partir de 30s. Après 40s d'acquisition, le fait de maintenir une station debout prolongée demande un certain effort aux sujets et la fatigue pourrait perturber les résultats.

Le Chair introduit clairement des bases à respecter afin d'étudier le contrôle postural chez l'homme en position debout. Il définit ainsi une triade d'informations à étudier : (i) le CoP, (ii) sa vitesse de déplacement et (iii) la force de réaction du sol (GRF), avec un temps optimal de 20 à 30s permettant de visualiser la stratégie de contrôle postural du sujet sans déclencher le facteur de fatigue. Il montre également qu'afin de tester la répétabilité d'une mesure, il est nécessaire de refaire les tests trois fois et un autre jour (Le Chair & Riach, 1996).

(Pinsault & Vuillerme, 2009) ont mené un protocole standardisé avec dix sujets qui se tenaient de la façon suivante, (i) debout les bras le long du corps, (ii) les pieds en ouverture à 30° et espacé de 3cm et (iii) les yeux fermés. Ils effectuent 3 acquisitions de 30s pour chacun

des sujets, entrecoupées de 60s de repos en position assise. Une acquisition est faite à nouveau une heure après afin de tester la répétabilité. Les auteurs concluent également que 30s sont nécessaires et suffisantes pour une acquisition optimale afin d'étudier le contrôle postural chez l'homme en station debout. Les auteurs Le Chair, Pinsault et Scoppa s'accordent sur un temps d'acquisition minimal de 30s pour l'étude de la posture avec des sujets debout, selon ces eux, c'est le temps nécessaire à la mise en place des stratégies de contrôle postural et d'accommodation des sujets.

En plus du temps d'acquisition, la connaissance de la pertinence de la fréquence d'acquisition est nécessaire. Les auteurs (Ruhe, et al., 2010) définissent 10Hz comme étant le meilleur compromis afin d'éviter les bruits lors de l'enregistrement, alors que Gagey P.M. recommandait un échantillonnage à 5Hz pour des paramètres de stabilométrie classiques.

Il semblerait que la position assise modifie le comportement du CoP, (Genthon, et al., 2006) comparant la station assise pour des sujets sains versus hémiplésiques. Pour le premier groupe il réalise 5 essais de 64s pour deux conditions, (i) en position debout yeux fermés et (ii) en position assise yeux fermés et jambes pendantes. Pour le second groupe, il réalise 5 essais de 32s en position assise yeux fermés. L'étude du CoP montre ainsi que les mouvements de celui-ci sont inférieurs en position assise mais avec une fréquence plus élevée. La position assise statique semble assez facile à maintenir avec des paramètres moindres que la station debout.

La station assise pourrait servir de position de référence afin de tester les effets d'une ceinture lombaire, (Mathias & Rougier, 2010). L'étude a porté sur 12 sujets sains à l'aide d'une plateforme de force triangulaire et d'une ceinture lordosante. Les sujets étaient assis de façon à ce que l'ensemble de la surface des fesses ainsi que $\frac{3}{4}$ de la surface des cuisses reposent sur la plateforme, le reste des jambes était pendant. L'expérimentation comprend 6 essais de 32s pour les 4 conditions avec une phase de repos de 10s entre chaque essai en appliquant les quatre conditions étaient les suivantes :

- (i) avec ceinture lombaire classique
- (ii) avec ceinture lombaire lordosante
- (iii) sans ceinture lombaire et rachis neutre
- (iv) sans ceinture lombaire avec le rachis en lordose forcée

Cette étude montre que le port d'une ceinture lombaire améliore la stabilité et le contrôle de l'équilibre du sujet en position assise. Il semblerait que la position assise puisse servir d'unique position de test afin d'étudier de nouveaux matériels médicaux.

Le dilemme historique est: faut-il mener l'étude stabilométrique en statique ou en dynamique ?

La réponse est donnée par les précurseurs (Alexeeff & Naydel, 1972) qui prônent l'analyse statique qui est : « *la référence fondamentale sur laquelle viennent se calquer tous les mouvements. C'est elle qui est modifiée par les ajustements posturaux préparatoires à l'action qui anticipent les déséquilibres provoqués par le mouvement en modifiant de façon convenable la situation posturale de base* ».

Cliniquement, l'analyse stabilométrique en statique étudie les réactions du système postural fin alors que l'analyse dynamique sera plus spécifique à l'étude des stratégies d'équilibration en rapport avec la mobilisation du centre de masse. L'une précède l'autre.

Par ailleurs, un autre dilemme : faut-il réaliser les mesures assis ou en suspension sur les étriers ?

Matthews (Matthews & Stein, 1969) ont démontré que lorsque l'allongement musculaire est important, de l'ordre de quelques millimètres, la sensibilité des fuseaux neuromusculaires dynamiques est relativement basse, de l'ordre de trois à dix influx par millimètre et par seconde, par contre lorsque l'allongement musculaire est fin, de l'ordre du dixième de millimètre, alors la sensibilité des fuseaux neuromusculaires est dix fois plus forte, de l'ordre de 100 influx par millimètre et par seconde. Aucune étude à ce jour ne parle de l'étirement des gastrocnémiens en situation chez le cavalier. Nous ne pouvons pas utiliser ce postulat comme référence posturale.

1.6 Les outils existants pour l'analyse de la posture du cavalier

En 1877, Muybridge a utilisé une suite d'appareils photographiques successifs afin de réaliser la décomposition du mouvement. Le 21^{ème} siècle grâce à ses avancées technologiques permet (i) l'analyse informatisée des data, (ii) l'utilisation de caméras de plus en plus performantes, (iii) l'utilisation de centrales inertielles, (iv) de tapis de marche, (v) de tapis capteurs de pression et (vi) les plateformes de force, d'inventer et de développer de nouvelles techniques de recherche de laboratoire. L'analyse conjointe de la contraction musculaire grâce à l'électromyographie (EMG) permettra une compréhension plus fine de la locomotion (Hobbs, et al., 2010). Nous allons nous intéresser dans cette partie de revue de littérature aux différents outils utilisés pour analyser (i) l'équilibre du cavalier, (ii) les forces exercées par le cavalier sur le cheval et (iii) les modifications du comportement du couple cavalier/cheval.

1.6.1 Caméras

(Galloux, et al., 1997), en collaboration avec l'université de Poitiers démontrent (caméra vidéo) (i) que la position du cavalier diffère suivant son degré de compétence, (ii) dépend de la spécialité équestre pratiquée (CSO ou dressage) et (iii) dépend du mouvement de la selle aux différentes allures. Puisque la position du cavalier diffère suivant son degré de compétence, ce paramètre (novice ou expert) doit être pris en compte afin d'établir des normes posturales. Ce sont les premiers à s'intéresser aux patterns de la selle lors de la pratique de l'équitation.

L'asymétrie du cavalier a été étudiée (Symes & Ellis, 2009) dans une étude préliminaire (une caméra vidéo dans chaque plan, transversal et sagittal), ils observent que toutes les cavalières (n=17) présentent un mouvement plus ample dans l'épaule droite. Les mesures effectuées avec deux caméras vidéo relèvent la rotation axiale du cavalier et le déplacement angulaire des épaules, ainsi que l'asymétrie de longueur des membres inférieurs.

L'asymétrie des cavaliers en fonction de leur côté dominant fut analysée (n=132), les études britanniques utilisaient un système de capture de mouvement infrarouge à quatre caméras pour lequel l'erreur dans une mesure linéaire de 750,5 mm était <2,3 mm (Qualisys Capture Systems, Göteborg, Suède) et les études américaines utilisaient un système de capture de mouvement infrarouge à dix caméras pour lequel l'erreur (dans une mesure linéaire de 1000 mm) était <0,8 mm (Motion Analysis Corp., Santa Rosa, CA). Les marqueurs traçant le

tronc ont été identifiés dans le logiciel Qualisys Track Manager (Qualisys Capture Systems, Göteborg, Suède) et Cortex (Motion Analysis Corp., Santa Rosa, CA) puis exportés dans Visual 3D (C-Motion Inc., Germantown, MD) ont démontré (i) qu'une asymétrie pelvienne peut se développer, (ii) qu'il existait une douleur plus fréquente chez les cavaliers expérimentés et (iii) que les défauts de posture favorisent la douleur chez les cavaliers, (Hobbs, et al., 2014).

L'analyse cinématique utilisée dans la compréhension de la performance équestre (Terada, et al., 2006) a conclu que les six cavaliers expérimentés ont été capable de s'adapter en minimisant les changements de distance entre le poignet et le mors. Les données cinématiques ont été enregistrées à 120 Hz en utilisant six caméras Falcon et logiciel en temps réel v. 3.2 (Motion Analysis Corporation, Santa Rosa, Californie, États-Unis) dans un volume mesurant 5 m de long sur 2 m de large et 3 m de haut.

Kang démontre qu'il existe une bonne corrélation entre les articulations des membres inférieurs et les segments angulaires du corps ($p < 0.05$) qui permet d'avoir un indicateur important pour l'évaluation de la compétence des cavaliers (Kang OD., 2010).

Six caméras (Motion Analysis Corp., Santa Rosa, CA. fréquence d'échantillonnage = 120 Hz, résolution = 240×833 pixels) analysent le mouvement dans le plan sagittal entre un cavalier novice et un expert sur 8 essais. Ils ont extrait les phases instantanées des mouvements verticaux du cheval et des cavaliers en utilisant la transformée de Hilbert (Lagarde, et al., 2005). Huit caméras identiques avec le même logiciel d'acquisition des data fut utilisé par (de Cocq, et al., 2010) pour comparer les effets entre le trot enlevé et le trot assis. En utilisant les lois de Newton n2 pour déterminer la composante verticale des forces, la normalisation des pics de force permet de montrer que le trot enlevé impact moins le dos du cheval. L'inconvénient de ce système est que la caméra perd trop souvent le marqueur, de ce fait les data sont parfois inutilisables.

1.6.2 Centrales inertielles

Galloux détermine que le galop est l'allure qui présente les plus grandes amplitudes avec un fort mouvement de tangage de la selle. Il conclue aussi que l'amplitude verticale de la selle est plus importante au galop qu'au trot (Galloux, et al., 1995). Cette étude fut réalisée grâce à l'analyse d'une centrale inertielle (accélérométrie), l'amplitude verticale est définie par le rebond dans la selle, Figure 8. La coordination cheval-cavalier a été enregistrée à l'aide

de deux accéléromètres sans fil triaxiaux au cours d'un protocole standard monté (Wolframm, et al., 2013). Les résultats ont montré (i) une dynamique de coordination significativement différente entre les allures équinées et (ii) que les accéléromètres sont un outil précieux pour cartographier des schémas de coordination pour les cavaliers. L'emplacement couplé des centrales inertielles sur le cheval et sur le cavalier permet des études combinées. Six dyades de cavalières internationales ont ainsi été enregistrées lors d'une course de 120 km en utilisant deux accéléromètres triaxiaux placés respectivement sur les chevaux et les cavaliers. L'analyse s'est concentrée sur leurs déplacements verticaux combinés (Viry, et al., 2013) et démontre (i) la validation du système de mesure, (ii) la quantification des techniques d'équitation et (iii) permet de caractériser des modèles de coordination dans un système dynamique. En faisant appel à une centrale inertielle, l'analyse comparative professionnels/débutants (n=20) montre une différence significative de comportement. Le professionnel gardait son bassin plus près de la position médiane et plus en avant alors que le débutant inclinait son bassin plus vers la droite et plus vers l'arrière (Münz, et al., 2014). Les résultats montrent (i) que le niveau du cavalier influence sa posture et que (ii) des différences peuvent être détectées avec la technologie des centrales inertielles.

1.6.3 Tapis capteurs de pression

Harman fut un des premiers à s'intéresser à la mesure informatisée des pressions de la selle exercées sur le dos du cheval (Harman, 1994). Il continua avec le 'saddle fitting' ou il montra que (i) soit des défauts dans la conception ou (ii) soit l'ajustement de la selle pouvaient entraîner des zones de pression accrue et des blessures au dos des chevaux (Hartman, 1995). Jeffcott et Al furent parmi les premiers à étudier la validité d'un tapis capteur de pression (FSA, Vista Medica, 256 éléments piézorésistifs dans une nappe de 40 par 40 cm) Ils démontrent (i) que la surface sous la selle (cheval de bois ou vrai cheval) n'influence par le poids total transmis par elle, (ii) la mise en évidence de différents patterns des allures du cheval grâce à l'analyse du centre de pression (CoP) (Jeffcott, et al., 1999). Dans ses travaux sur l'effet du poids du cavalier et de la selle au niveau du dos du cheval, De Cocq fut amené à utiliser des tapis capteurs de pression de différentes marques: un tapis FSA et le tapis Novel. La première étude FSA à capteurs piézorésistifs (de Cocq, et al., 2006) a permis de mettre en évidence les limites d'utilisation de ce tapis. Il faut respecter un protocole très standardisé lors de la mise en place du tapis et de la selle, et comme il existe une zone de non contact au niveau de la partie avant de la selle, le tapis ne pouvait déceler les différences de pression. La seconde étudie le tapis Pliance Novel, (256 capteurs capacitifs). Elle montre (i) un défaut de

fixité du tapis sous la selle, et (ii) la nécessité d'un calibrage systématique pour chaque nouvel essai (de Cocq, et al., 2009).

Deux cavaliers (confirmé et expert), montant le même cheval, avec la même selle, sur le même sol et à la même allure, (Bell, 2012) montrent une différence de dispersion du CoP, Figure 11. Le tapis capteur de pression interposé entre la selle et le cheval permet d'étudier la pression de la selle exercée sur le dos du cheval, mais ne donne aucune information, à notre connaissance, sur la pression exercée par le cavalier sur la selle.

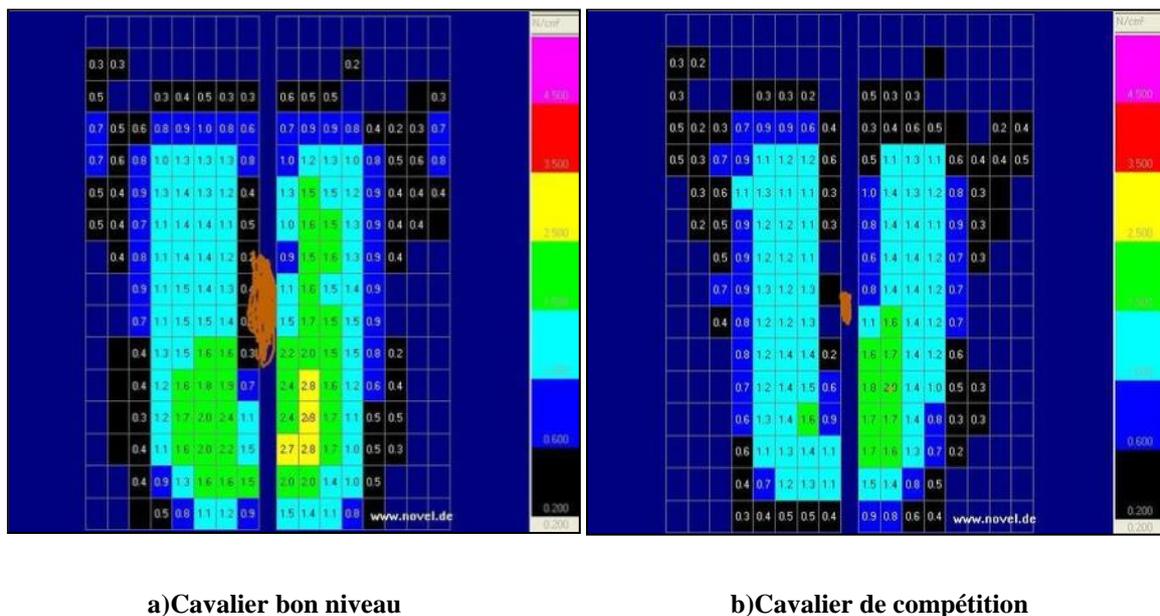


Figure 11 Iso pressions exercées sur le dos du cheval et centre de pression (marron)

Cette étude montre la dispersion du CoP (en marron) entre un cavalier de très bon niveau et un cavalier de dressage niveau compétition et met en exergue la pression (en jaune) inadaptée sur la partie postérieure droite de la selle du cavalier n°1, plutôt en arrière de la représentation anatomique ischiatique. Nous observons un grand débattement dans le sens antéro postérieur sur le cavalier numéro un, cela semble moins important sur l'axe médio-latéral. L'étude ne permet pas de savoir si cette asymétrie de projection du CoP est due à une anomalie de la selle ou à la dynamique posturale du cavalier. Le système Pliance (Novel) évalue les forces transférées sur le dos du cheval et la répartition de la pression sous la selle (Werner, et al., 2002). Il a également été démontré qu'il pouvait détecter de manière fiable et donc prévenir les problèmes de dos causés par des selles mal ajustées (Mönkemöller, et al., 2005) avec un tapis Pliance Mobile-16HE. Le système Pliance a été utilisé dans un certain

nombre d'études pour décrire les forces agissant sur les différentes allures d'un cheval (Fruehwirth, et al., 2004), avec différentes selles (Winkelmayer, et al., 2006) (Meschan, et al., 2007) ou différentes techniques de montage (Geutjens, et al., 2008).

La société « MESCOAN » commercialise un tapis capteur de pression « Saddle™ » permettant de mesurer la pression entre la selle et le cavalier, Figure 12, cette nappe utilise des capteurs ultra minces pour épouser au mieux la forme de la selle. Le logiciel d'exploitation des mesures permet d'illustrer les iso valeurs de la pression entre la selle et le dos du cheval (rouge forte pression, bleu pression faible)



Figure 12 Système Saddle de Mescan[®] (Teskan, 2015)

Il existe d'autres tapis, Figure 13 et 14 «MediLogic (Allemagne, medilogic.com), X-Sensor (canada, US, X-sensor.com), « Pliance Novel » (Allemagne, Novel.de, 2013). Ces tapis sont utilisés pour le « saddle fitting », ou l'art d'accorder la selle sur le dos du cheval. Ils utilisent une même technologie de matrice de capture de pression basée sur la piezzo résistance, avec un système élastique déformable capable de s'adapter à l'anatomie du cheval. En fonction des marques, les concentrations de capteurs sont différentes, et une technologie leur est propre en software sous licence.

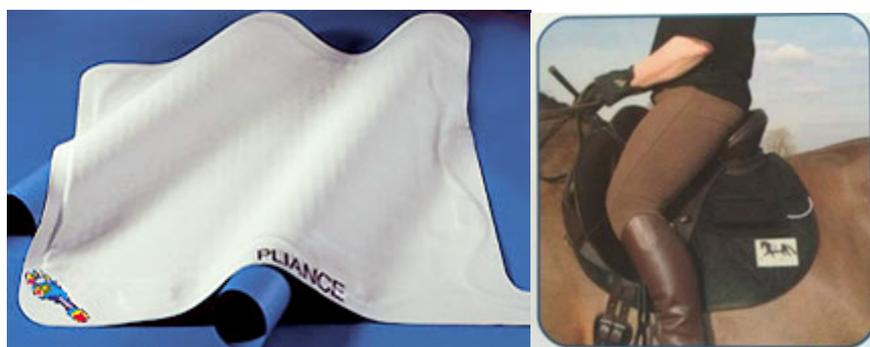


Figure 13 Pliance de Novel (Novel de, 2017),

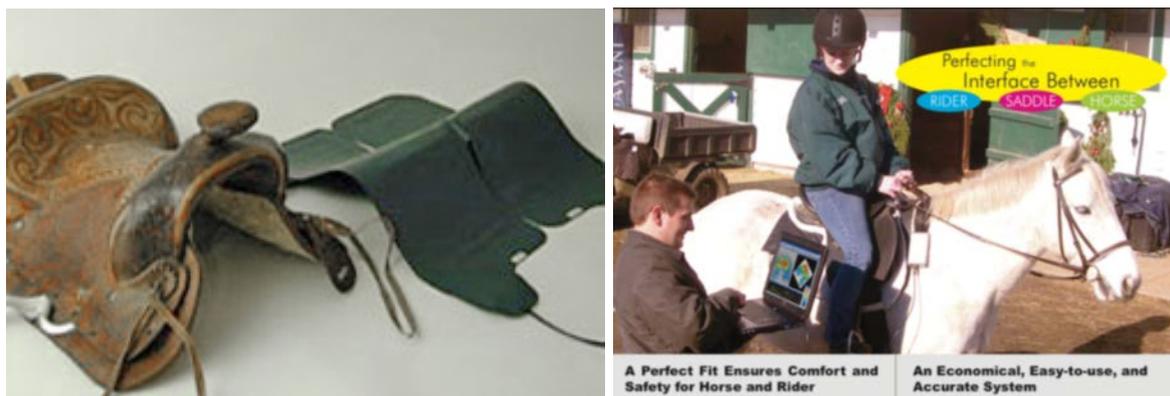


Figure 14 Tactilus Equestrics Sensor (USA, sensor prod.com)

Il existe d'autres types de capteurs de pression situés entre la selle et le cheval. Dans le cadre d'une étude sur les pathologies dorsales du cheval, Pliance Novel © a créé un matériel unique pour l'analyse objective de la répartition de la pression exercée par le cavalier par l'intermédiaire de la selle sur le dos du cheval, Figure 15 (Nicol, et al., 2014). La présence d'un tapis capteur de pression posé sur la selle apparait pour la première fois.



Photo de gauche, une nappe de selle orange adaptée d'un outil pour selle de vélo, capteur de pression. Photo de droite, A ; système de communication, B ; capteur orange sur la selle, C ; tapis Pliance Novel sous la selle capteur de pression.

Figure 15 Matériel Pliance[®] cycliste (orange) adapté pour une selle de cheval

Cette étude, Figure 15, fut menée pour améliorer l'adaptation de la selle sur le dos du cheval, où A (en rouge) est le système de communication (bluetooth), B le tapis capteur sur la selle, et C le tapis capteur sous la selle ; aucune information technique n'a été publiée sur le sujet. Fit Werx, société basée à Lexington et spécialisée dans le monde du cyclisme, utilise un tapis également à capteur de pression posé...sur la selle du vélo.

Pour mesurer la pression de contact sur la selle en fonction de la qualité du sol, un système de mesure de pression portable (CONFORMat[®] modèle 5330, Teckscan, Boston, USA) fut utilisé par (Flores, et al., 2015). Il est composé d'un pad avec 1 024 capteurs

disposés en 32 colonnes et 32 rangées espacées de 1,4732 cm, avec une zone sensible de 2,17 cm², et un maximum individuel de capacité de mesure de 0,0345 N / mm² (5 psi). Ils notifient l'importance du choix du sol en comparant des sols en sable, en herbe et en asphalte.

Pour détecter les différences entre les selles, (Belock, et al., 2011) utilisent un tapis capteur de pression électronique qui mesure la force totale, la surface de contact de la selle, la pression maximale et la zone avec une pression moyenne > 11 kPa. C'est un tapis Novel Electronics Inc., (St. Paul, MN) en deux parties gauche et droite. Ses dimensions sont de 512 mm sur 570 mm et chaque nappe comprend un réseau rectangulaire de 128 capteurs (surface: 9,375 cm²) échantillonné à 60 Hz. Il en est de même pour (Clayton, et al., 2013).

La comparaison de deux selles innovantes grâce à un tapis capteur de pression (Pliance Novel, Allemagne divisé en deux moitiés gauche et droite, chacune mesurant 60 par 20 cm et ayant 128 capteurs de pression intégrés) met en évidence la différence de mobilité du CoP des cavaliers. Avec ce nouveau concept, ils détectent une meilleure stabilité et un meilleur contrôle des mouvements du tronc et du bassin (Clayton, et al., 2018).

Il en ressort que le tapis Pliance (Novel Electronics Inc) est valide et fiable (de Cocq et Al., 2009a), que le tapis FSA (Vista Medical Ltd) est un système valide pour la capture de la pression totale de la selle, mais que sa puissance de discrimination et sa fiabilité sont à valider (de Cocq, et al., 2006). Le dernier, le CONFORTMat (Tekscan Inc), est un tapis très utilisé en saddle-fitting car très démocratisé, mais aucune étude de fiabilité n'est à notre connaissance publiée à ce jour (Clayton, et al., 2013) in press.

Les tapis capteurs de pression sous la selle sont utilisés en 'saddle fitting' pour un meilleur ajustement possible entre la selle et le dos du cheval (Mönkemöller, et al., 2005) (Harman, 1994) (Hartman, 1995) (Jeffcott, et al., 1999) pour montrer (i) la localisation et la concentration des forces en dessous des appuis osseux des cavaliers sur le dos du cheval, en fonction du type de selle voire sans selle (Meschan, et al., 2007) (Latif, et al., 2010) (Belock, et al., 2011) (Clayton, et al., 2013) et (ii) aussi pour une évaluation objective de la mobilité du dos du cheval. Pour ce faire, ils évaluent la répartition gauche droite de la totalité des forces exercées par l'intermédiaire de la selle, ainsi que le déplacement cranio-caudal de cette répartition (von Rechenberg, 2006). Cet outil permet aussi, sous certaines conditions, de recueillir la variable CoP.

1.6.4 Couplage d'outils

L'état de la recherche dans ce domaine très précis nous fait découvrir un appareillage conçu pour l'analyse du fonctionnement du cavalier par son entraîneur. C'est un outil embarqué développé au CAIPS de Poitiers, qui permet de mesurer les aides naturelles du cavalier (assiette, jambes et mains) (Cressent, 2012) . Nous découvrons un tapis capteur de pression sur la selle. A notre connaissance, ils utilisent deux capteurs placés sous les tubérosités ischiatiques, aucune autre information technique n'a été publiée sur le sujet.



Sur les rênes près de la bouche du cheval ; capteurs de rêne, sous les pieds du cavaliers ; capteur d'étrier, sur la selle un tapis capteur de pression, en arrière de la selle ; un émetteur, et un ordinateur pour récupérer les data.

Figure 16 Matériel utilisé par O. Cosson (photo de poster)

Les forces de réaction au sol verticales des 4 membres des chevaux ont été enregistrées simultanément avec le tapis de course (Mustang 2200, Kagra AG, Fahrwangen, Suisse) avec un système de mesure de force intégré (Weishaupt, et al., 2002). Faire marcher un cheval (n=7) sur ce tapis permet une analyse couplée avec le matériel Pliance-X système (2 parties séparées chacune avec 128 capteurs dans un réseau de 16 × 8 (longitudinal × transverse). Chaque capteur avait une taille de 4,7 x 3,1 cm (14,57 cm²) (von Peinen, et al., 2009). Leur conclusion nécessite des investigations supplémentaires. Le même tapis est couplé avec 12 caméras infrarouges (ProReflex, 140/240 Hz). Les enregistrements ont eu lieu

pendant 15 s et analysés par un algorithme de transformation linéaire (Q-Track) (Byström, et al., 2009). Leur but est de modéliser et d'analyser les segments du cavalier au trot. Ils démontrent que les selles comme les cavaliers de dressage de haut niveau suivent un modèle de mouvement commun au trot rassemblé.

L'analyse comparative (n=7) entre l'assiette dynamique et passive est réalisée grâce à une triple instrumentation. Le couplage est construit autour ; (i) d'un tapis roulant à grande vitesse (Mustang 2200, Graber AG, Fahrwangen, Suisse) avec intégration d'un système de mesure de force, (ii) de la cinématique dans le plan sagittal confiée à 12 caméras infrarouge (ProReflex, Qualisys AB, Göteborg, Suède), ainsi que (iii) la mesure de la pression de la selle avec le système Pliance-X (Novel GmbH, München, Allemagne, 70 ou 60 Hz, 256 capteurs équilibrés et calibrés pour des pressions ≤ 64 kPa). Ils démontrent que la modification de la cinématique du cavalier influence l'équilibre et les pressions sur le cheval (Engell, et al., 2016).

Le couplage entre cinématique et force mesurée sur les étriers est utilisé par (Femke, et al., 2012). Ils utilisent une jauge pour les étriers (WMC-250 1112 N, 250lb, avec convertisseur AD NI usb 6248) soudée sur la partie supérieure de l'étrier. La partie vidéo est dédiée à une JVC (25 Hz, GZ-MG505E). L'analyse vidéo est utilisée pour déterminer les positions hautes et basses des cavaliers. Ils synchronisent les étriers avec un tapis capteur de pression (Pliance System, Novel, 50 Hz,) synchronisation réalisée sur un seul cheval et un seul cavalier. Grâce à 23 cavaliers et 5 chevaux différents, ils montrent (i) la correspondance de pics de force entre les appuis sur les étriers et la selle et (ii) la modification des appuis sur les étriers en fonction de la technique en trot enlevé ou au trot assis.

1.6.5 Electromyographie EMG

L'analyse électromyographique (EMG) des muscles du cavalier au trot (n=6) fut réalisée par (Terrada, et al., 2004). L'activité (EMG) de 12 muscles du haut du corps des cavaliers a été enregistrée en même temps que la pose au sol de la foulée du cheval. Les données pour cinq foulées ont été analysées pour chaque cavalier. Les muscles analysés présentent des motifs constants avec deux pics se produisant dans la même phase de la foulée chez tous les cavaliers. Cette méthode est une EMG de surface, moins précise que l'EMG médicale qui est une EMG à aiguille plantée dans le corps musculaire.

1.6.6 Simulateurs équestres à capteurs

Une seule société propose un simulateur équestre de dernière génération simulant un vrai cheval et possédant des capteurs de selle. (<http://www.alwaysagoodride.com/event-simulator>) (Ask-Upmark, 2018). Aucune information technique n'est disponible.

Par ailleurs, le Programme d'Etude et de Recherche sur la Simulation du Cheval (PERSIVAL) a été conçu (capteurs de selle d'étriers et de rênes) pour permettre l'étude des allures du cheval, des actions du cavalier, et de leurs interactions, y compris à l'égard d'une visualisation, comme par exemple un parcours d'obstacles (Mager-Maury, et al., 2012). Malgré ses caractéristiques et ses améliorations grâce à l'adjonction de centrales inertielles, ce programme est, à notre connaissance, arrêté pour maintenance depuis 2016.

1.6.7 Autres.

Il existe dans le monde de la rééducation des sièges adaptés à l'analyse posturale assise et à la reprogrammation neuro-motrice, comme le 'Flexchair' (Figure 17). C'est un outil créé en Australie et destiné à l'origine pour la rééducation des lombalgies utilisant le Feedback visuel. C'est un tabouret flexible en forme de selle qui permet les mouvements en trois dimensions du bassin : anté-rétroversion, rotation et inclinaison. Doté d'un accéléromètre, il retranscrit les accélérations des déplacements du poids du corps grâce à un logiciel informatique. Il existe une formation Flexchair adaptée aux cavaliers.

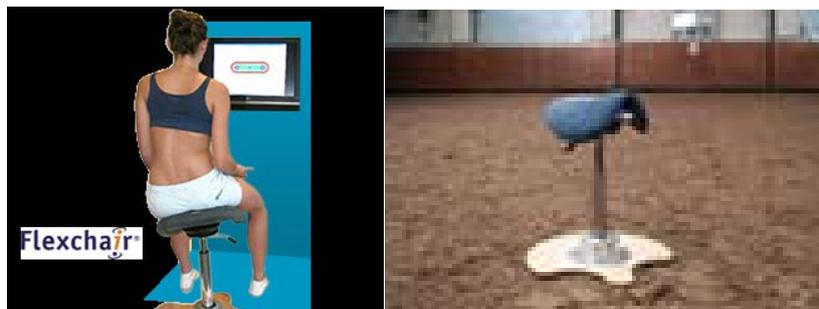


Figure 17 Flexchair[®] 2018 (<http://netwerkflexchairruitertrainers.nl/>)

Un autre système de rééducation (McKenzie, 2012), utilise une ceinture fixée au thorax ou sur l'abdomen du cavalier, équipée d'un accéléromètre et d'un gyroscope. Cette ceinture renseigne sur les mouvements du cavalier lors de la pratique de tout sport.

Dans le monde motocycliste un simulateur neuro sensoriel est réservé à l'apprentissage du déplacement du motard sur la selle. Cet instrument équipé d'étriers est mobile dans deux plans combinés, mais ne relève aucune pression ni déplacement. (Figure 18).

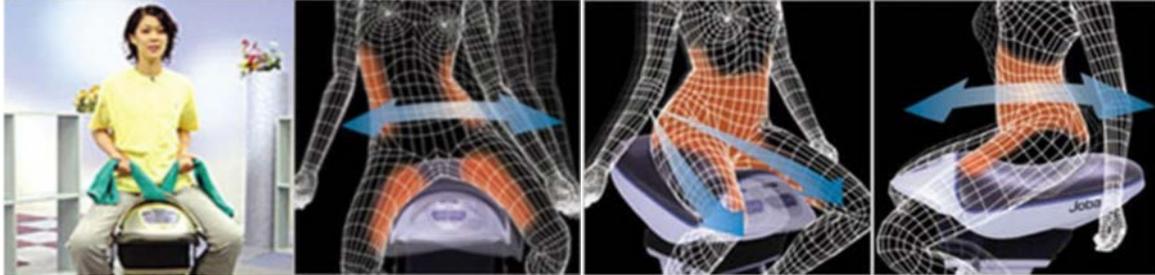


Figure 18 Simulateur gizmag (www.gizmag.com/accessoiremoto juin 2016)

Tableau 3 Analyse comparative des outils existants

auteurs	année	moyen d'analyse	avantages	limites
Galloux, Lacouture	1997	camera vidéo fixe	cinétique et cinématique du couple	compte rendu conférence
Lagarde	2005	6 caméras	cinématique	post traitement par logiciel
Terrada	2006	6 cameras Falcon	cinématique	post traitement
Symes	2009	2 cameras	correlation/longueur jambe	post traitement
Kang	2010	4 cameras digitales (60 ips, 1/2000)	angulation articulaire cavalier	post traitement
de Cocq	2010	8 caméras infra rouge (120 Hz)	cinématique 3D	perte des marqueurs
Hobbs	2014	camera infra rouge	cinématique 3D	post traitement par logiciel
Galloux	1995	méthode accélérométrique sur selle	analyse la selle in situ	post traitement de selle
McKenzie	2012	accélérométrique sur cavalier	analyse du cavalier in situ	post traitement du cavalier
Wolfram	2013	2 IMU	selle et cavalier	post traitement
Viry	2013	2 IMU	dynamique en endurance	post traitement
Münz	2014	2 IMU	comparatif novice/expert	post traitement
Harman	1994/95	tapis capteur	saddle fitting	post traitement
Jeffcott	1999	tapis FSA	pression sous la selle	post traitement
Werner	2002	Pliance novel	pression sous la selle	post traitement
Fruehwirth	2004	Pliance novel	pression aux allures du cheval	post traitement
Mönkmöller	2005	Pliance novel	fiabilité	selle mal ajustée
Winkelmayr	2006		différentes selles	post traitement de selle
de Cocq	2006	tapis FSA	validité	fiabilité et discrimination ?
Meschan	2007	Pliance novel	différentes selles	post traitement de selle
Geutjens	2008	Pliance novel	différentes techniques de montage	post traitement de selle
Bell, de Cocq	2009/11	Pliance novel	validité et fiabilité des data	information incomplète, défaut de fixité
Belock	2011	Pliance novel	comparatif de selle	post traitemnt
Bell	2012	Pliance novel	isopression et CoP	protocole très standardisé
Clayton	2013	Pliance novel	comparatif de selle	post traitemnt
Nicol	2014	Mescan, pliance vélo	pression du cavalier sur selle	aucune information technique
Flores	2015	CONFORMat	mesure la réaction du sol	hippothérapie, manque tests rigoureux
Clayton	2018	Pliance novel	ROM, CoP sous la selle	post traitement
Cressent	2012	aucune information	pression sur la selle, pression sous la selle pression sur les étriers et rênes	aucune information technique aucune information technique
Weishaupt	2002	tapis Mustang 2200	pression du cheval	
von Peinen	2009	tapis Mustang 2200, Tapis Pliance		manque de data
Byström	2009	tapis Mustang 2200, 12 cameras ProReflex	modélisation cavalier	post traitement
Femke	2012	jauge étrier WMC camera JVC 25Hz Plian	analyse selle étriers	post traitement
Ramseier	2013	tread-mil, Pliance, 9 Oqus 600 (480 hz)	analyse complète	post traitement
Engell	2016	tapis Mustang 2200, 12 cameras ProReflex	cinématique du cavalier et pression du cheval	post traitement
Terrada	2004	EMG	contraction motrice	application médicale
Peter Klavins	1985	cheval mécanique	reprogrammation neuro motrice	correction visuelle
PERSIVAL	2012	simulateur équestre, aucune information	analyse en laboratoire	n'est plus en fonction
Mager-Maury	2016	ajout de l'accélérométrie		
simulateur Gizmag	2016	aucune information	éducation position assise	aucune information
fit werx	2017	capteur pression sur selle	capteur sur selle	spécifique au vélo
Racewood simulateur	2018	simulateur équestre, aucune information	analyse en laboratoire	aucune information technique

Ce tableau présente en colonne (i) les auteurs, (ii) les années de publication, (iii) le matériel utilisé, (iv) les avantages reconnus et (v) les inconvénients éventuels. Ils sont répartis en groupe de lignes (i) les caméras, (ii) les centrales inertielles, (iii) les tapis capteurs de pression, (iv) et (v) les combinaisons de matériels, (vi) l'EMG et en (vii) les simulateurs.

Chapitre II CONCEPTION et VALIDATION

2.1 Cahier des charges

2.1.1 Introduction

Ce cahier des charges est construit sur la nécessité de mesurer certaines variables pour caractériser l'assiette à l'interface du cavalier et de la selle. Ce nouvel outil devra répondre (i) à une contrainte de low-cost dans un but de démocratisation de l'évaluation de cette assiette dans une optique de large utilisation, et (ii) il doit être autonome, c'est-à-dire indépendant du choix de la selle et du choix des étriers. Il doit pouvoir s'adapter à tout type de matériel pour toute pratique équestre.

2.1.2 Ce que nous voulons mesurer

Il est nécessaire de pouvoir mesurer les pressions exercées :

- (i) sur la selle par les appuis du bassin du cavalier
- (ii) sur les étriers par les appuis des pieds du cavalier

2.1.3 Utilité

- (i) réaliser une analyse en laboratoire de la posture du cavalier grâce à un cheval référent.
- (ii) exporter le laboratoire en manège pour une analyse in situ de cette posture, c'est-à-dire en situation sur un vrai cheval.
- (iii) cette démocratisation permettra certainement d'augmenter la puissance statistique des futures études dans ce domaine.

2.1.4 Matériel nécessaire

2.1.4.1 pour la selle

- (i) capteur à faible coût
- (ii) souple pour l'adaptation à notre contrainte de forme entre le bassin et la selle
- (iii) une faible épaisseur et une taille correspondant à nos appuis
- (iv) peu sensible aux vibrations, aux frictions et à la température

(v) avec une plage de mesure de 0 à 150 N minimum

(vi) être passif avec une durée de vie > plusieurs millions de sollicitations

2.1.4.2 pour les étriers

(i) faible coût

(ii) le plus petit ou plat possible

(iii) peu sensible aux vibrations, aux frictions et à la température

(iv) plage de mesure de 0 à 1000 N avec une surcharge possible

(v) fréquence d'acquisition de 10 Hz

(vi) alimentation 5 V

2.1.4.3 le logiciel et la chaîne d'acquisition

(i) ludique et sur une seule fenêtre

(ii) gérer l'acquisition des signaux et l'exploitation des mesures

(iii) visualisation feed-back immédiate des capteurs de selle et d'étriers

(iv) affichage des graphiques et données de post traitement

(v) aide à la détermination de la posture du cavalier et de la stratégie d'équilibration utilisée

(vi) permettre une analyse statistique à posteriori

Pour y parvenir, nous devons (i) identifier les parties anatomiques du cavalier en contact avec la selle, (ii) déterminer le nombre de capteurs nécessaires et (iii) savoir où les situer pour la création d'un gabarit. Il est important de définir le nombre de capteurs nécessaires, leurs caractéristiques, leur positionnement, leur mode de communication. L'ensemble de ces informations sont synthétisées dans le Tableau 4.

2.1.4 Réponse

Le tableau 4 résume les choix technologiques envisagés pour la conception du prototype.

Tableau 4 Caractéristiques de notre outil d'acquisition

localisation	type	avantages	limites
selle	Capteurs FSR	faible coût résistant à la friction	fragilité des capteurs homogénéité du comportement à déterminer
	Divider 1134	réglable transforme la donnée résistive en volt	
étriers	Jauge d'extensométrie WA350	petite	collage
	Dynamomètres CZL301C	solidité, précision	calibration nécessaire
	Amplificateur HX711	mV en V	
acquisition	arduino méga	nombre d'entrées, fréquence échantillonnage grand public	filaire
logiciel	STO [®]	ludique in situ et post traitement	
	R, R Studio	analyse statistique, stockage des données	
Coût total	< 500,00 €		

Hors coût du matériel informatique.

2.3 Conception

Cette partie a fait l'objet d'un dépôt d'Acte de secret d'affaires, KHP INT LTD « ADPC ».

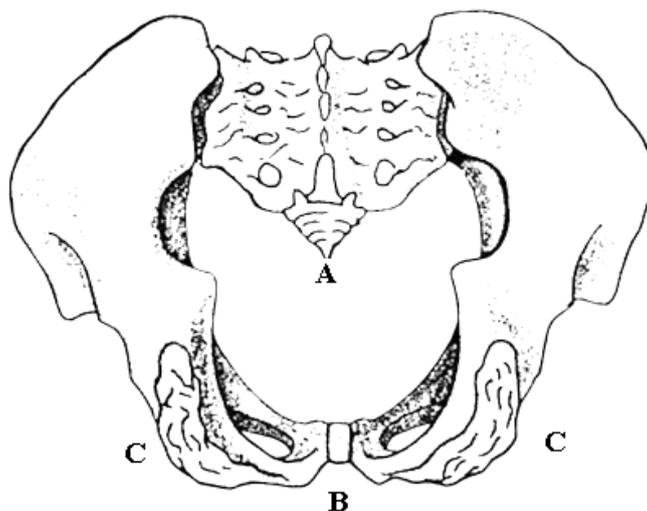
Afin de pouvoir définir le nombre de capteurs nécessaires, une étude anatomique et une étude pelvimétrique sont nécessaires pour mieux cerner le nombre de zones de contact entre le bassin du cavalier et la selle.

2.3.1 Etape N1 : Etude des appuis sur la selle pour déterminer la position des capteurs

2.3.1.1 Introduction

2.3.1.1.1 Anatomie du bassin

Le bassin est la zone intermédiaire entre le rachis et les membres inférieurs. Il met en relation les articulations lombo-sacrées, les articulations sacro-iliaques, l'articulation sacro-coccygienne et les articulations coxo-fémorales. Il est le contenant de la masse viscérale abdominale. Le squelette du bassin (Figure 19) est constitué de 4 os : (i) le sacrum (en arrière), (ii) le coccyx A (en arrière et en bas) et (iii) (iv) les deux os iliaques B (latéralement et en avant). Ces quatre os forment « la ceinture pelvienne ». (Kahle, et al., 1988).



A coccyx, B pubis, C tubérosités ischiatiques.

Figure 19 Bassin osseux en vue inférieure (Col perso)

Le sacrum est constitué de cinq vertèbres sacrées soudées entre elles. La première s'articule avec la dernière vertèbre lombaire formant le promontoire, angle sacro-vertébral dont la saillie revêt une importance considérable dans la mécanique obstétricale. La face antérieure du sacrum décrit une courbe concave en avant. La hauteur moyenne de la corde sacrée, de la base à la pointe est de 11 cm environ, la flèche de la courbe varie en fonction de la concavité du sacrum.

Le coccyx est constitué de trois à cinq vertèbres soudées, vestige de l'appendice caudal.

Les os iliaques ou os coxaux sont pairs et placés de part et d'autre du sacrum avec lequel ils forment la ceinture pelvienne. L'os iliaque provient de la fusion de 3 os: l'ilion, l'ischion et le pubis.

Le bassin comporte trois zones articulaires (i) sur la face externe: au niveau de l'acétabulum, l'articulation coxo-fémorale, (ii) sur la face interne, (iii) la surface auriculaire, articulaire avec le sacrum ou articulation sacro-iliaque, l'épine du pubis (articulation des os iliaques entre eux), formant la symphyse pubienne.

2.3.1.1.2 Pelvimétrie

Le bassin obstétrical est un anneau ostéo-ligamentaire en forme de tore tronqué et concave à l'avant. Il est composé par les ilions, les ischions le pubis et le sacrum ainsi que des ligaments. Ce canal dont l'orifice supérieur est plus vaste que l'inférieur, est divisé en trois parties: l'orifice supérieur, l'excavation et l'orifice inférieur, Figure 20. Il existe différents types de pelvimétrie : (i) externe par examen clinique, (ii) interne obstétricale et (iii) par imagerie (Peter, 2016) (TICEM, 2015). Pour notre étude nous nous intéressons à la pelvimétrie du détroit inférieur (diamètre du détroit inférieur en obstétrique), celui en contact avec la selle ou l'assise du cavalier. Le détroit inférieur se résumera pour nous à deux axes importants, celui du diamètre bi-ischiatique et celui du diamètre sous coccyx (hiatus sacré) sous pubien. (Figure 20). Un axe médio-latéral et un antéro-postérieur ce qui seront pour nous les axe des X et des Y.

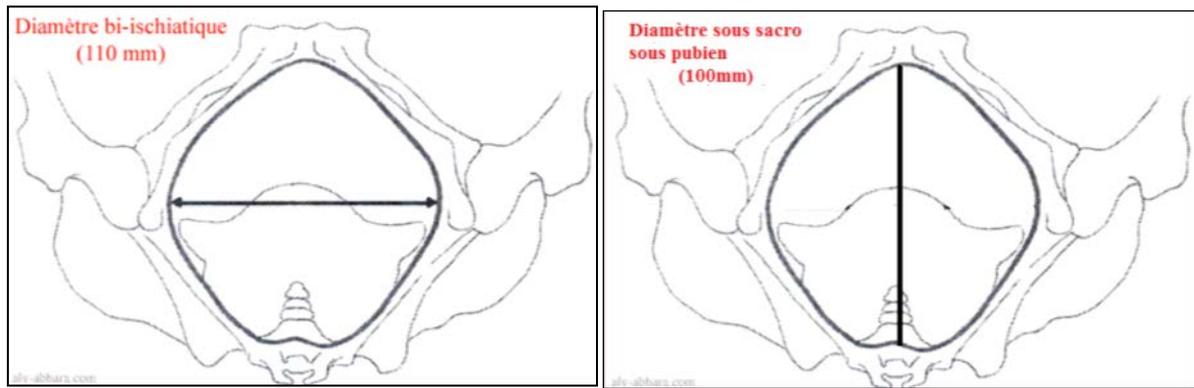


Figure 20 Diamètres du détroit inférieur en obstétrique (Abbara, 2014)modifié

L'observation de ces schémas montre que les mesures données sont des mesures internes osseuses. Pour le contact avec la selle, il faut prendre en compte les mesures externes additionnées de l'épaisseur de la masse musculaire et graisseuse. Ces schémas montrent également que le détroit inférieur est fermé par quatre tubérosités osseuses, le pubis en avant, le couple sacrum/coccyx en arrière et les tubérosités ischiatiques latéralement. Pour mesurer la réalité des mesures des différents détroits du cavalier sur la selle (zones probables de contact osseux) nous avons voulu investiguer in situ.

2.3.1.2 Méthodes

2.3.1.2.1 Mesures cliniques

Les mesures effectuées sur les cavaliers in situ s'avèrent difficiles à objectiver pour deux raisons :

- (i) la difficulté d'appréhender exactement le contact des parties osseuses des fesses des cavalières et des cavaliers. Il faut passer sous les fesses des cavaliers et repérer manuellement pour faire nos mesures.
- (ii) mesurer exactement les écarts d'appuis : l'imprécision de cette façon de mesurer nous donnait des valeurs avec un écart type important. C'est pourquoi nous avons privilégié la mesure d'empreinte sur la selle, plus certaine mais moins fréquente à observer.

2.3.1.2.2 Mesures des empreintes sur la selle

La mesure d'empreinte n'est réalisable qu'avec des selles en cuir des cavaliers qui montent avec une seule et même selle, plusieurs fois par semaine, voire plusieurs fois par jour

depuis un temps suffisamment long. L'appui des parties les plus en contact avec la selle laisse une marque d'usure inscrite dans le cuir, appelées « empreintes sur selle ». Quatre marques semblent correspondre aux appuis osseux retrouvés par la pelvimétrie, les deux ischions latéralement, le pubis en avant et le sacrum en arrière, Figure 21. Cette selle est une selle en cuir, photographiée juste après usage, l'humidité liée à la transpiration laisse de telles empreintes. Nous avons eu accès à (i) trois écuries de dressage (ADM Dressage, Liverdy Dressage, Laurence Blaya Dressage), (ii) les écuycères du musée vivant du cheval à Chantilly, plus (iii) tous les cavaliers rencontrés au hasard des différents concours équestres et qui ont bien voulu participer à cette étude. Lors des stages que nous organisons sur cheval mécanique, (iv) les cavaliers apportent leur selle et cela m'a permis d'évaluer un large spectre de cavaliers différents avec un grand nombre de selles. Pour y parvenir, nous avons réalisé trois mesures, (i) la Longueur (mesure antéro-postérieure entre l'appui pubien et sacro-sciatique), (ii) la largeur (mesure entre les appuis ischiatiques droit et gauche) et (iii) l'inter (mesure de la distance de l'intersection des deux mesures, d'avant en arrière)Figure 21, Tableau 5.



L=Longueur (grand axe), l=largeur (petit axe), i=inter (partie antérieure du grand axe)

Figure 21 Marques sur une selle (col privée)

2.3.1.3 Résultat

Tableau 5 Tableau des mesures de selles (longueur, largeur, intermédiaire)

49 selles	Longueur	largeur	inter
Moyenne (cm)	19,7	12,9	9,8
Ecart-type	1,8	1,9	1,4

2.3.1.4 Discussion

En choisissant des capteurs carrés de 4 cm de côté, nous couvrons une zone dont la surface couvre deux écarts type, soit environ 96% de la population.

L'assiette du cavalier est en contact avec la selle par quatre appuis déterminés anatomiquement et par mesure des empreintes sur selle. Il nous faudra quatre capteurs pour analyser les pressions exercées par les appuis osseux sur la selle.

2.3.2 Etape N2 : Instrumentation de la selle

En premier lieu nous avons besoin d'une interface filaire entre les zones d'appui du cavalier sur la selle et un outil informatique approprié pour acquérir et exploiter les signaux issus de ces mesures.

2.3.2.1 Concept

C'est un système d'acquisition et de traitement de données issues de capteurs de force. Cet outil a été spécifiquement développé pour cette étude et permet de récupérer des données de force appliquées via des capteurs placés sur la selle (appelés FSR) et des capteurs interposés en série entre la sangle et les étriers (appelés CZL301C). Ce système d'acquisition se décompose en 2 blocs de capteurs de forces différents qui sont associés à des montages adaptés afin de pouvoir interagir avec notre carte de traitement 'Arduino[®]', Figure 22.

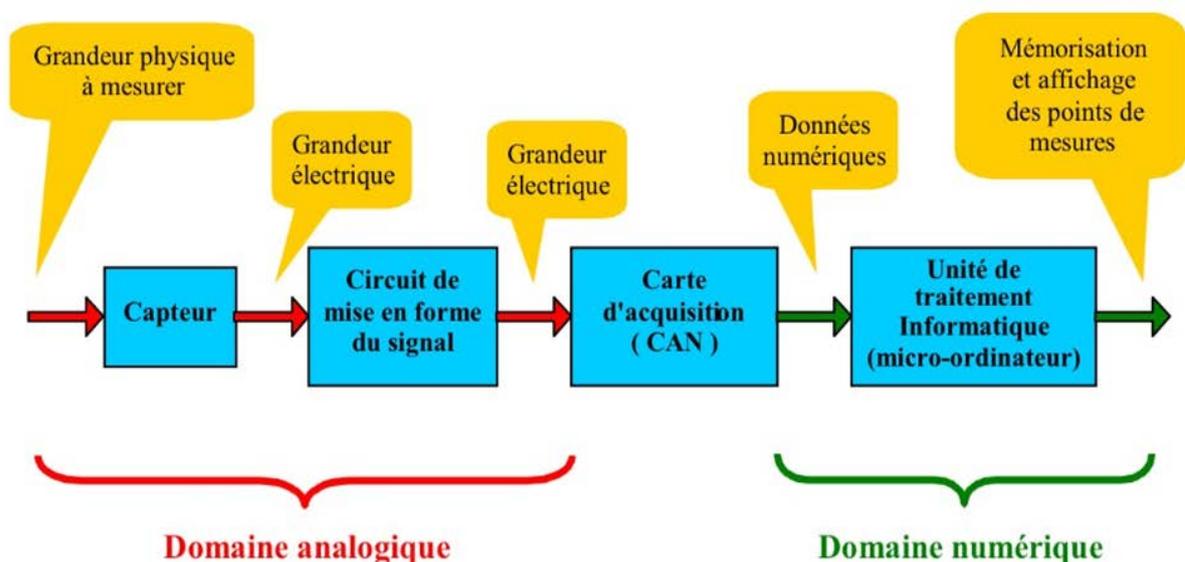


Figure 22 Chaîne d'instrumentation des capteurs

Pour les capteurs FSR nous utilisons un montage diviseur de tension (Divider 1134) à résistance réglable. Nous utilisons un amplificateur de signal HX711 pour les capteurs CZL301C. Ces montages sont connectés à la carte Arduino[®] qui va permettre de centraliser toutes les données acquises.

2.3.2.2 Etude du comportement et choix des capteurs de selle

2.3.2.2.1 Introduction

Les capteurs FSR ont un faible coût, une facilité d'utilisation et d'adaptation à notre contrainte de forme entre le bassin et la selle, une faible épaisseur, une grande robustesse et sont peu sensibles aux vibrations et aux champs électromagnétiques. L'objectif est de déterminer les caractéristiques exactes de chaque capteur afin de les jumeler en fonction de leur comportement.

Limite des capteurs FSR :

Ces capteurs mesurent des tensions exprimées en volt (V) qui dérivent du signal lors d'appuis prolongés avant et après la survenue du pic de force (Vecchi & Al, 2000). Cela correspond exactement à ce que nous voulons puisque l'assiette sera dynamique. Le temps de charge du capteur sera double ; une pression constante agrémentée de pics de pression, voire parfois l'expression d'une pression nulle par décollement du bassin de la selle, problème qui devra être géré au mieux.

Florez notifie la nécessité de mettre en place une calibration des capteurs car ils présentent des différences de comportement en fonction de la force exercée. (Florez & Velasquez, 2010).

La qualité de la surface sous le capteur est importante dans sa forme et dans sa densité selon (Schrock, 2007) qui expérimente les capteurs en appuis sur deux surfaces à densité différente. Les réponses s'avèrent plus fiables (moins de dérive) avec une surface rigide. Cela nous force à choisir une interface la plus rigide possible à positionner sous le capteur. Schrock assure que la forme courbe augmente les erreurs de dérive par rapport à une surface plane. Notre obligation est de coller exactement à la forme de la selle. Notre double temps de charge, et la possible hystérésis des capteurs nous obligent à analyser la variation (Hall, et al., 2008) démontrent que les valeurs mesurées sembleraient ne plus être comparables pour un même capteur après quelques minutes de mise en charge.

De la forme et leur taille :

Le choix se fera sur des capteurs carrés de 4 cm de côté correspondant au double de la valeur de notre écart type maxi, soit 1.9×2 arrondi à une valeur existante de capteurs.

2.3.2.2.2 Méthodes de validation du capteur expérimental

Nous allons exercer une même force à différents endroits du capteur afin de voir si la zone d'application de la force sur le capteur a un impact sur la valeur mesurée. Ceci pour deux raisons. Cette validation permettra de gérer au mieux (i) la position et la surface couverte par la pression issue du cavalier et (ii) d'intégrer au mieux le changement de position de la pression appliquée pendant les mesures dynamiques (mouvement de la selle et/ou du cavalier).

Pour y parvenir nous avons utilisé des gabarits en polyéthylène (PA 66) et en aluminium pour sectoriser nos appuis. Un gabarit de 4×4cm et un gabarit de 2×2 cm pour (i) une mesure sur la totalité du capteur et (ii) deux mesures partielles, Figure 23.

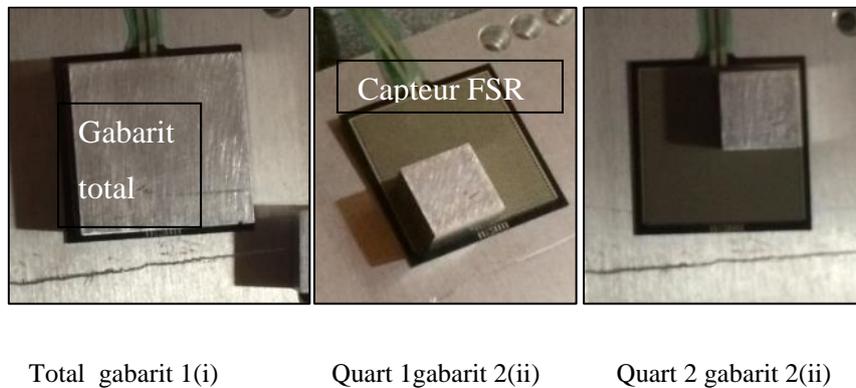


Figure 23 Disposition des zones de pression choisies

Pour chaque force imposée nous avons effectué trois mesures avec sept capteurs positionnés sur les trois secteurs prédéfinis afin de conserver les quatre capteurs ayant les comportements les plus proches. Nous avons incrémenté la masse appliquée avec un pas de 1kg, pour une étendue de mesure couvrant la plage 1 à 19 kg, limite théorique de rupture. La Figure 24 illustre l'évolution des charges mesurées pour les différents secteurs testés et masses appliquées.

2.3.2.2.3 Résultats

Nous avons conservé les gabarits en aluminium pour leur plus grande rigidité. Pour la suite de l'expérimentation, grâce à la symétrie, nous nous sommes limités à deux secteurs partiels et un secteur total, comme le montre la Figure 24.

Comportement des capteurs :

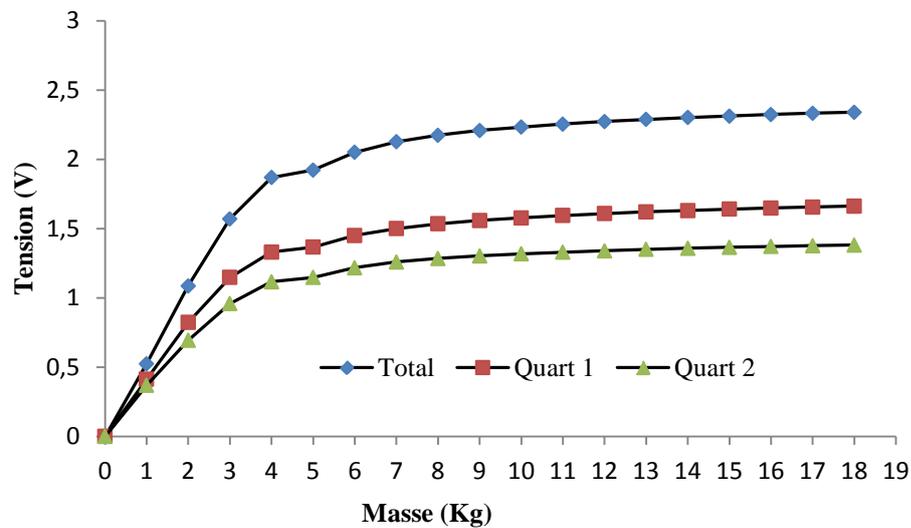


Figure 24 Comportement moyenné par secteur en fonction de la charge

2.3.2.2.4 Discussion

Nous constatons que, (i) lorsque la masse appliquée est inférieure à 5 Kg la courbe masse appliquée / tension mesurée est non linéaire, (ii) qu'au-delà de 5 Kg les trois zones convergent vers la valeur quasiment uniforme, Figure 24. Le capteur est sensible (i) à la taille de la surface de contact et (ii) moins au secteur de contact, pour une même valeur de tension.

En conséquence, (i) si sous les fesses du cavalier la surface de contact est plus grande d'un côté que de l'autre, il y aura une différence de réponse (répartition en fonction des zones), alors cela prouve bien un appui déséquilibré.

(ii) Si les deux surfaces de contact sont identiques et que la pression exercée est différente alors il y aura bien déséquilibre du cavalier.

La correspondance masse appliquée et masse mesurée sera fournie dans le chapitre étude de la saturation des capteurs.

2.3.2.3 Etude de la dérive des capteurs

2.3.2.3.1 Méthodes

Après avoir positionné nos capteurs dans les mêmes conditions expérimentales que précédemment, nous cherchons la dérive avec deux masses, une de 4 kg et une de 10 kg. Nous avons relevé la valeur de tension toutes les 10 secondes pendant 120 secondes. Quatre kg est une valeur moyenne facilement applicable avec nos charges et 10 kg est la valeur théorique maximale de nos capteurs, Figure 25. Nous voulons connaître la dérive à la limite.

2.3.2.3.2 Résultats

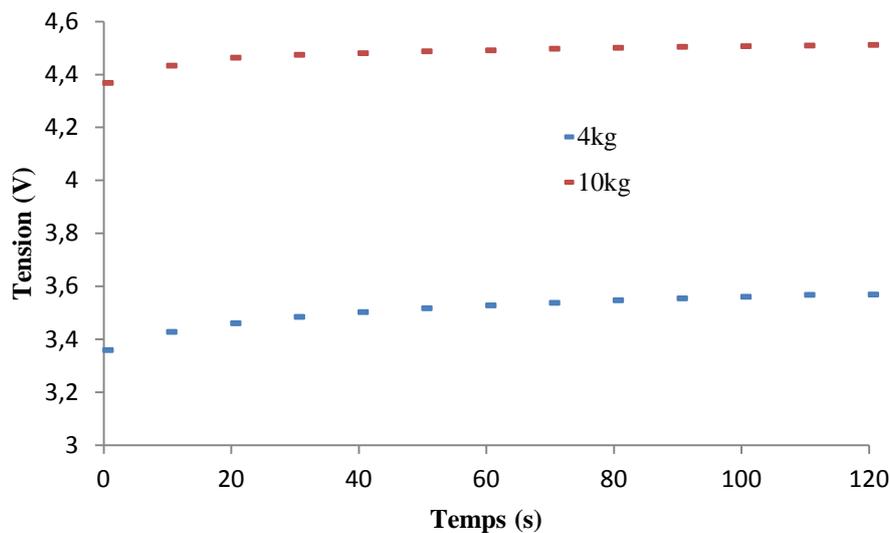


Figure 25 Evolution de la réponse du capteur en fonction du temps, à 4 kg et 10 kg

Dans le pire des cas, la pente est de l'ordre de 4.42×10^{-4} (V/s), ce qui nous permet de conclure que la réponse des capteurs est stable dans le temps.

2.3.2.3.3 Discussion

En conséquence, nos mesures de norme en statique auront au mieux une durée de 30s, nous pouvons négliger cette dérive. De plus, (i) l'assiette des cavaliers sera dynamique donc le temps de charge certainement inférieur à 120 secondes par capteur, (ii) la faible valeur de la vitesse de la dérive sera compensée par la rapidité de la dynamique de l'assiette, (iii) comme les capteurs possèdent une dérive similaire et qu'ils sont appariés, la dérive de l'un sera compensée par la dérive de l'autre.

En ce qui concerne l'hystérésis, la donnée du constructeur pour le temps de réponse est de 2ms.

2.3.2.4 Etude de la saturation des capteurs

2.3.2.4.1 Méthodes

Nous étudions le comportement des capteurs lorsqu'ils sont sollicités à des valeurs extrêmes, supérieures à la valeur maximale de 10 Kg donnée par le constructeur, Figure 26. Nos expérimentations précédentes ont toutes été menées avec des masses allant jusqu'à 19 kg, soit 190% de la charge maximale nominale. Nous utilisons les datas ainsi obtenus pour analyse.

2.3.2.4.2 Résultats

La Figure 26 illustre les tensions mesurées en fonction de la masse appliquée. Afin d'utiliser un lissage le plus proche des résultats expérimentaux nous avons utilisé (i) une loi logarithmique pour l'étendue de 0 à 9 Kg (bleue), et (ii) une loi linéaire (rouge) pour l'étendue de 10 à 19 Kg. Nous observons que l'écart relatif entre les résultats expérimentaux et les lissages varie de -2 à 3 % (vert) ce qui est raisonnable pour ce genre de dispositif.

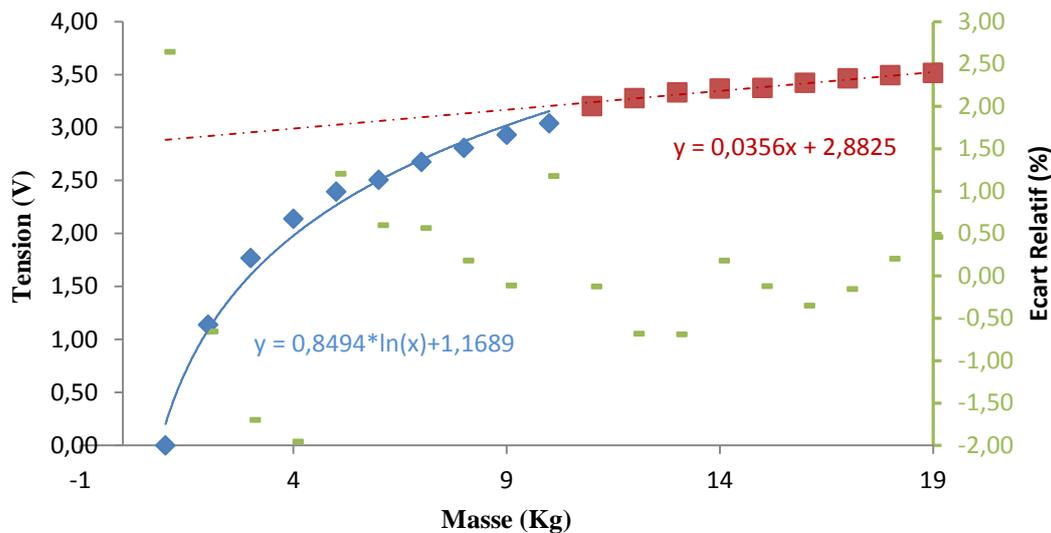


Figure 26 Interpolation de la courbe Tension/Masse des capteurs FSR

2.3.2.4.3 Discussion

Nous séparons l'analyse en deux parties : Figure 26 (i) une partie correspondant à la plage d'utilisation recommandée par le constructeur (1 à 10 kg), la loi de lissage est de type logarithmique avec $R=0.99$, (ii) une partie dédiée à la saturation des capteurs (10 à 19 kg), il existe un aplatissement de la courbe à partir de la valeur seuil (10kg) avec une loi de lissage

de type linéaire avec $R=0.99$. Ce résultat nous permet une utilisation au-delà des valeurs recommandées par le constructeur.

La variabilité de l'écart relatif entre la valeur calculée et la valeur réelle est de l'ordre de 2%, ce qui est inférieur à la valeur communément admise pour ce genre d'outil (5 %) (Figure 26).

Nous étudions les profils des capteurs afin de les apparier le mieux possible. Une paire pour le déplacement antéro-postérieur et une paire pour le déplacement médio-latéral. Nous étudions leur comportement sous la charge. Cette Figure 27 nous permet visuellement de comparer la réponse des différents capteurs en fonction de la force exercée. Notre choix de quatre capteurs les plus homogènes pour la création de notre plateforme se fera avec des capteurs ayant des comportements similaires.

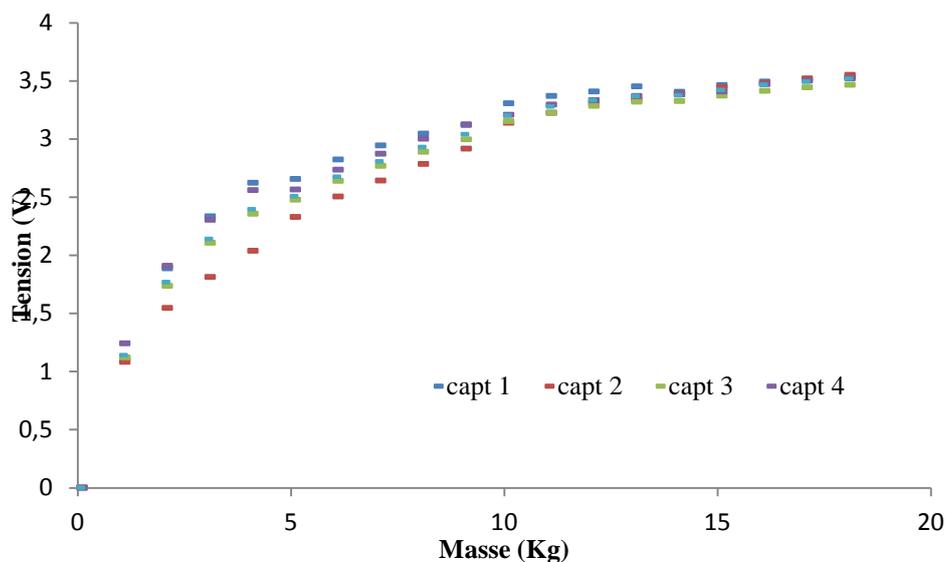


Figure 27 Profil des capteurs choisis avec 3 KΩ

Nous observons une homogénéité parfaite de la réponse des capteurs avec la résistance du circuit utilisé, Figure 27. La loi de lissage utilise une forme logarithmique de la forme $y = 0,8254\ln(x) + 1,2061$ avec $R = 0.996$ pour 3 KΩ de résistance. Nous avons étudié le comportement avec une résistance non testée par le constructeur (1 KΩ) et observons une excellente réponse du capteur sous la charge. Les profils montrent une courbe de la forme

$y = 0.829\ln(x) + 1.213$ avec $R = 0.996$. Dans les deux configurations, à aucun moment le capteur sature ($< 4 \text{ V}$) alors que son étendue de réponse affiche un maximum à 5 Volts. Selon (Jakubowska & Kubiak, 2004) il est pertinent de choisir la régression d'ordre la plus simple qui donne sensiblement les mêmes résultats, en évitant un déplacement fictif. Si nécessaire nous conserverons $y = 0,8254\ln(x) + 1,2061$.

Pour notre soft, seules les indications en Volt nous sont nécessaires pour le calcul du centre de pression puisque nous désirons seulement connaître la position selon les axes médio-latéral et antéropostérieur. Par contre nous allons utiliser cette calibration dans un but purement analytique concernant le rapport probable entre la force exercée sur la selle et celle exercée sur les étriers. Comme ce sera du post traitement, nous pourrons utiliser une loi de comportement par capteur.

2.3.2.5 Réalisation de la plateforme de selle

2.3.2.5.1 Procédure

Nous allons : (i) prolonger les fils des capteurs pour les relier au convertisseur et vérifier la communication, (ii) inclure les capteurs dans une structure souple et résistante, (iii) relier les capteurs et les convertisseurs à la carte mère avec vérification de la communication puis (iv) procéder à des tests in situ de la structure réalisée.

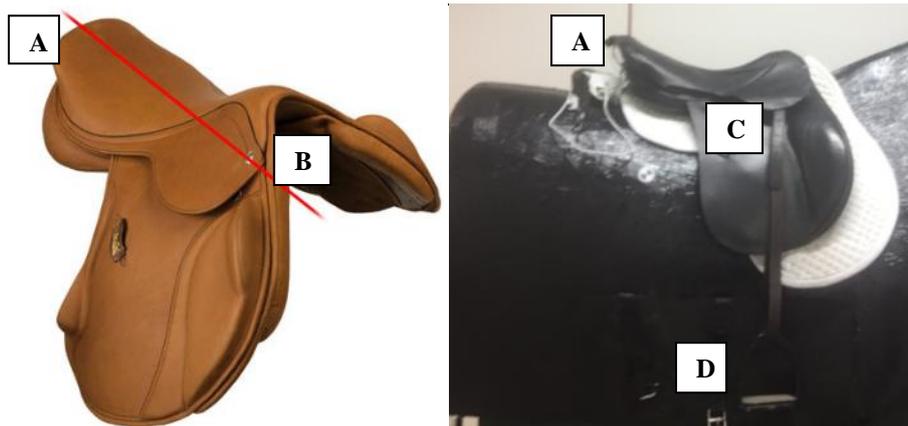
2.3.2.5.2 Réalisation

Nous décidons le positionnement en croix pour rassembler et faciliter le passage des fils. Notre plateforme a évolué en une version 3 plus adaptée à nos contraintes équestres, Figure 28.



Figure 28 Découpe et pose du format avec capteurs version 1, 2, 3

Nous utilisons une selle standard de 17.5 pouces (44,5 cm, du clou du petit quartier au milieu du troussequin) qui correspond à la majorité des selles utilisées, Figure 29.



A : troussequin, B : clou du petit quartier, C : emplacement du couteau, D : étrier

Figure 29 Selle anglaise avec axe de mesure

2.3.3 Etape N3 : Instrumentation des étriers

Cette partie a fait l'objet d'une publication dans une revue internationale : Finite element model and ergonomic pertinent choice for stirrup sensors location, *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, Volume 20, Pages 163-164, 2017.

2.3.3.1 Introduction

Nous allons choisir quel capteur utiliser : (i) le plus commode d'un point de vue fonctionnel, (ii) le meilleur marché et (iii) le plus adapté à la force exercée. Nous devons déterminer à quel endroit le capteur doit être positionné pour nous donner une information la plus fiable possible en regard des contraintes subies lors d'une utilisation équestre.

Nous nous proposons de réaliser une modélisation 3D grâce à un logiciel de calcul informatique de la contrainte exercée sur (i) le couteau et (ii) sur l'étrier par la méthode des éléments finis trois modes (contrainte triangle constante), code ASTER logiciel libre, Figure 30, afin de nous permettre de choisir les positionnements idéaux de nos jauges. La contrainte analysée est la contrainte SIYY (MPa), contrainte interne dans la direction Y horizontale.

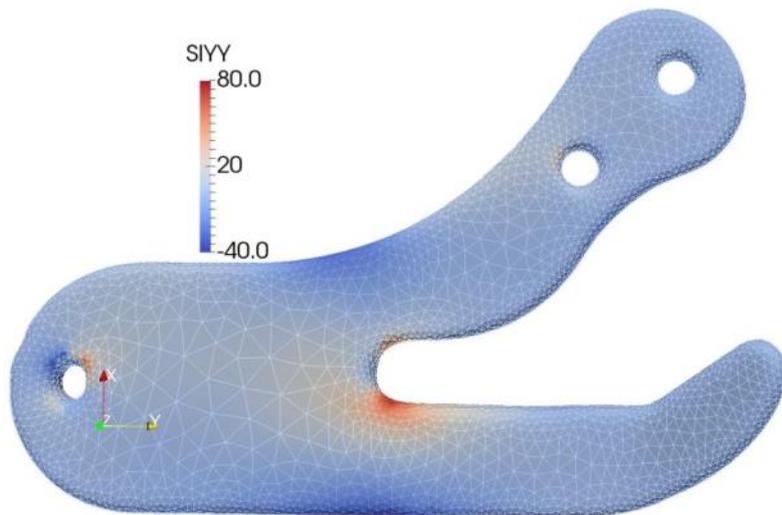


Figure 30 Illustration de la contrainte sur le couteau (Mpa)



Figure 31 : Illustration de la contrainte sur un étrier (Mpa)

Le code couleur de contrainte du logiciel, Figure 30, Figure 31 nous permet de différencier des zones à forte réaction (rouge) et des zones à peu de réaction (bleue). Cela

nous permet de localiser les meilleures situations possibles pour le placement des jauges. Les contraintes liées à la pratique équestre sont : (i) la forme spécifique du couteau et des étriers, (ii) le passage particulier de l'étrivière (sangle) qui relie ces deux éléments. Nous ne pouvons pas utiliser le côté supérieur du couteau ou le dessous de l'étrier utilisé pour le passage de la sangle. Donc, les seuls endroits disponibles sont (i) les faces latérales du couteau, (ii) la face supérieure de l'étrier et (iii) les faces latérales de la partie supérieure de l'étrier. Pour la partie supérieure du pont de l'étrier cela correspond graphiquement à la zone de contrainte maximale, pour le couteau, nous assurerons notre collage sur les parties latérales au plus proche de la couleur rouge.

Nous réalisons un essai comparatif grâce à une expérimentation d'extensométrie avec les jauges en place ; sur les parties latérales et supérieur de l'étrier, ainsi que sur les faces latérales du couteau. Nous voulons observer le comportement de nos jauges sous la charge en fonction des contraintes équestres (frottement de l'étrivière).

2.3.3.2 Méthodes

2.3.3.2.1 Matériel

Nous retenons une jauge d'extensométrie petite en taille, Figure 32, fine et recouverte d'un film protecteur contre les frictions éventuelles, répondant à nos contraintes de flexion.

characteristics WA 350			
temperature range	Dynamic:	-320° to +500°F (-195° to +260°C)	
strain range	±1.5%	Nonlinear at strain levels over ±0.5%	

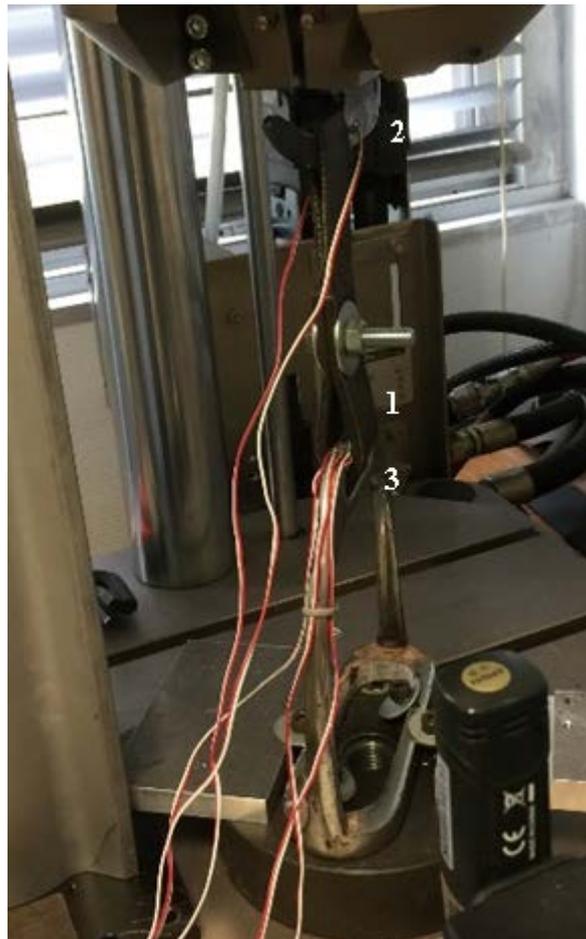
Figure 32 WA 350 jauge encapsulée, caractéristiques

Nous utilisons une machine d'extensométrie INSTRON 8872 modèle A1740-3003 avec une force nominale de 25 KN, Figure 33.

Les jauges sont reliées au pont d'extensométrie à 6 canaux type EI 616 de chez Deltalab. Nous utilisons un quart de pont pour la jauge sur la face supérieure de l'étrier et un demi-pont pour les autres jauges, le facteur de jauge annoncé est de 106.

Les étriers sont solidement fixés sur la plaque inférieure de la machine avec la raideur suffisante. Les sangles (étrivières) sont placées au centre de l'étrier et du couteau, fermées par un boulon de 10 mm, Figure 33. Notre essai de rupture de sangle a permis de déterminer le seuil : 4 KN. Ce sont les coutures qui ont cédé avant la matière.

Le couteau (partie métallique sur laquelle vient s'accrocher la sangle de l'étrier) est pris en pince par les mâchoires de la machine. Nous avons utilisé une portion très courte de sangle pour limiter l'erreur due à l'extensibilité de la matière. C'est un alliage en cuir doublé d'un nylon tressé. Nous ne connaissons pas ses caractéristiques. Il est probable que la variabilité des mesures soit en partie liée à ce biais. Comme nous tractons de façon permanente et progressive, par incrément identique et que nous relevons les données une fois la valeur affichée stabilisée, nous considérons cette information comme négligeable.



Jauges en place : 1 face supérieure de l'étrier, 2 face latérale du couteau, 3 face latérale de l'étrier

Figure 33 jauges en place sur machine d'extensométrie INSTRON 8872

2.3.3.2.2 Protocole

Nous allons exercer une traction dans l'axe par incrément de 100 N sur une plage allant de 0 à 1500 N, ce qui correspond à la valeur de seuil d'utilisation recommandée avant déformation. Nous recommençons l'expérimentation trois fois, une fois par canal utilisé. Nous obtenons ainsi trois séries de mesures, 16 mesures par canal soit un total de 48 quotités.

2.3.3.2.3 Recueil des données

Nous relevons les valeurs données par le pont, canal par canal, directement par lecture sur le pont numérique et retranscrites sur un tableur.

2.3.3.3 Résultats

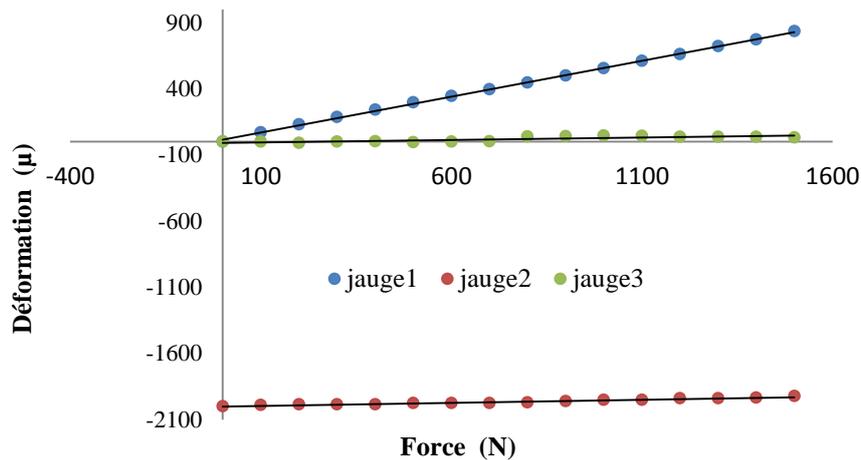


Figure 34 calibration des jauges 1,2 et 3

2.3.3.4 Discussion

La contrainte de déformation analysée est une contrainte en flexion. Les jauges placées sur les faces latérales du couteau (2 rouge) et celles placées sur les faces latérales de l'étrier (3 verte) renvoient une valeur proche de la constante nulle, ce qui est normal au vu du placement à l'équilibre des contraintes de flexion, Figure 34. Par contre, la courbe de la jauge 1(bleue) placée sur la face supérieure de l'étrier indique une linéarité parfaite avec une courbe de régression de la forme $y=0.541x+16.301$ avec un $R= 0,999$.

Bien que (i) l'analyse tridimensionnelle des contraintes promette de trouver l'emplacement correct et approprié, (ii) que l'analyse in situ confirme le modèle par éléments finis, nos contraintes pour l'emplacement des jauges contribuent à limiter nos choix. La sangle qui retient l'étrier passe en pont sur les faces latérales et la face supérieure du couteau, ce qui élimine d'emblée ces emplacements pour les jauges. Nous ne conserverons que l'emplacement situé sur la face supérieure de l'étrier seul endroit sans frottement avec la sangle. Or, étant donné la complexité et la spécificité de mise en œuvre de cet instrument de mesure qui nécessite un technicien, nous privilégions les capteurs de force dynamométriques

pour le moment. Nous réfléchissons à la possibilité d'inclure une jauge à l'intérieur de l'étrivière, voire de créer un matériau ou un tissu senseur.

2.3.4 Etape N4 : Etude de la fiabilité des dynamomètres pour les étriers

Nous utiliserons des dynamomètres à pont de Wheaston qui sont capables de donner une force de traction comme une force de compression. Le capteur de force est le cœur du système, il faudra lui adjoindre un dispositif électronique de conversion de la tension électrique en unité de force. Or cette tension électrique est très faible, exprimée en microvolts. Nous devons amplifier ce signal en volt pour qu'il devienne interprétable dans notre code programme.

2.3.4.1 Etalonnage des dynamomètres

2.3.4.1.1 Introduction

Nous devons déterminer le coefficient multiplicateur ou « get unit » de chaque capteur, le plus adapté à notre chaîne d'acquisition, puis vérifier par étalonnage le meilleur coefficient de « get unit ».

2.3.4.1.2 Méthodes

Matériel :

Gunt WP 120 Hamburg, dispositif d'essai flambant à IUT avec double vérification de la force exercée. Capteur dynamométrique à pont de Wheaston, plage de 0 à 1000 N avec une sécurité jusqu'à 150% de la valeur maximale de tolérance. Un amplificateur SEN-13879 pour amplifier le signal électrique. Carte d'acquisition Arduino. Soft Arduino[®] modifié STO[®] pour déterminer la get unit entre deux valeurs de charge (o ; n)

Préparation matérielle :

Montage de la chaîne d'acquisition unité par unité : un dynamomètre 1, un amplificateur 1, une calibration 1. Nous fixons le dynamomètre à tester dans la machine de flambage, entre le vérin de compression et le capteur de force de la machine. Entre le capteur de force et le dynamomètre, nous intercalons un dynamomètre étalonné avec pont d'extensométrie à 6 canaux type EI 616 de chez Datalab. Nous connaissons son facteur de jauge et sa précision. Sa plage est de 0 à 5000 N.

Nous obtenons une chaîne de compression : le vérin, le dynamomètre à calibrer, le dynamomètre calibré, le capteur de force de la machine.

Protocole expérimental :

Pour chaque capteur, nous calculons le get unit. Le calcul se fait entre la valeur 0 et une valeur n. Nous décidons de calculer ce get unit par incrément de la valeur n de 100 N sur une plage allant de 100 à 1000 N. cela nous donnera 10 valeurs de get unit, Figure 35. Pour chaque valeur de get unit, nous comprimons le capteur sur une plage allant de 0 à 1500 N pour les valeurs suivantes : 20, 50, 100, 200, 500, 750, 1000, 1250, 1500 N. Ces valeurs sont choisies pour correspondre au mieux à l'utilisation effective de nos capteurs. De 0 à 200 N pour les cavaliers de dressage et de 200 à 1250 N pour les cavaliers de CSO. Nous dépassons volontairement la capacité de notre capteur afin de déterminer la zone de confiance réelle. Nous vérifions l'exactitude de notre force de compression par la concordance des valeurs données par les deux référents, machine (indicateur à aiguille), Figure 35, et capteur calibré (indicateur numérique).



Figure 35 Montage complet sur la machine d'essai flambant GUNT WP 120 Hamburg

Recueil des données :

Par notre soft Arduino[®] modifié pour les valeurs de get unit et les données de notre capteur (1 et 2). Elles seront transposées dans un classeur pour analyse.

Analyse des données :

Analyse descriptive capteur par capteur pour visualiser leur comportement respectif sous la contrainte en fonction du get unit utilisé. Comparaison des capteurs en fonction de la valeur de calibration du get unit. Choix de la plage de get unit à utiliser en fonction de la cohérence de réponse des capteurs. Calcul de la moyenne de get unit correspondant à notre plage d'utilisation. Cela détermine la valeur du coefficient de jauge à utiliser pour chaque capteur dans notre soft.

2.3.4.1.3 Résultats

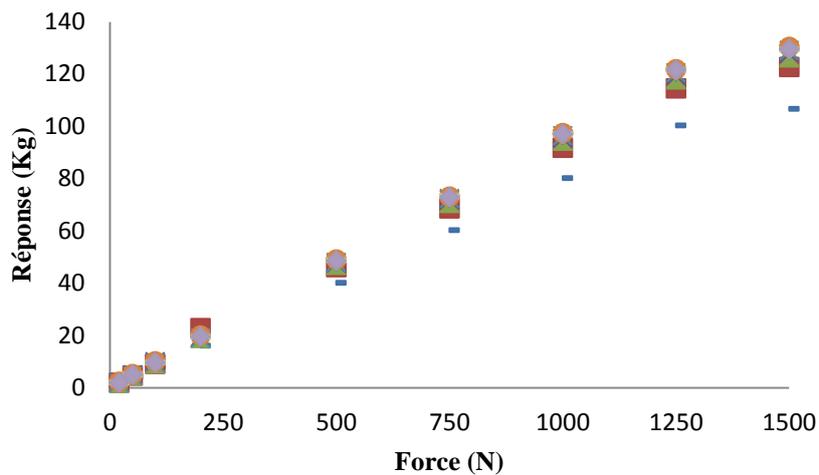


Figure 36 Comportement du capteur 1 en fonction des coefficients de get unit

La série nommée 1 bleue correspond à la première valeur de get unit pour un calibrage entre 0 et 1500 N, Figure 36, sort du champ de la tendance générale de réponse. Nous décidons de ne pas tenir compte de cette série pour nos calculs de la get unit moyenne.

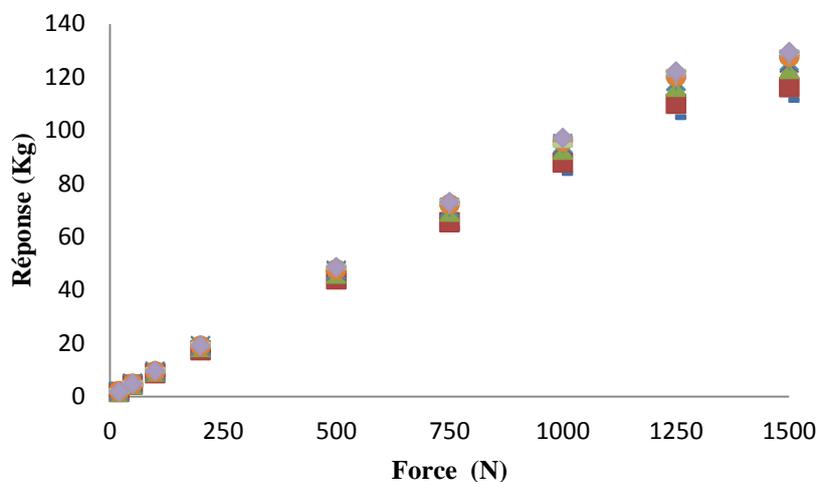


Figure 37 Comportement du capteur 2 en fonction des coefficients de get unit

Comme pour le capteur 1, la série nommée 1 bleue correspond à la première valeur de get unit pour un calibrage entre 0 et 1500 N. Cette courbe sort du champ de la tendance générale de réponse. La question est posée pour la série 2 rouge, Figure 37. Le comportement du capteur semble homogène pour les autres valeurs de get unit. Nous décidons de ne pas tenir compte de la série 1 pour nos calculs de la get unit moyenne.

2.3.4.1.4 Discussion

Les deux courbes de régression sans la série 1 donnent $y = 0,0948x - 0,0073$ $R = 1$ et $y = 0,0959x + 0,1371$ $R = 1$. Les valeurs retenues pour le capteur sont : 64520 pour le capteur n°1 et de 64800 pour le capteur n°2, elles seront intégrées dans le soft.

Pour les deux capteurs, nous observons une inflexion des courbes au-delà de 1250 N de contrainte. Nous savons que leur plage d'utilisation est de 0 à 1000 N, nous avons une sécurité de 25%, nous accordant une plage d'utilisation de 0 à 1250 N. Nous sommes certains d'avoir des capteurs qui vont encaisser la masse des cavaliers lorsqu'ils seront debout sur les étriers, comme les cavaliers de CSO, ou lors de phase de trot enlevé.

Maintenant nous devons connaître le comportement des capteurs lorsque les appuis sont faibles, comme pour les cavaliers de dressage qui sont assis en permanence dans la selle, avec très peu d'appui sur les étriers.

2.3.4.2 Etude pour les cavaliers de dressage

2.3.4.2.1 Introduction

Nous cherchons à démontrer l'homogénéité de réaction malgré les petites charges. Il est important lors d'expérimentations avec des cavaliers de dressage qui appuient faiblement sur les étriers de faire confiance à l'information de nos capteurs.

2.3.4.2.2 Méthodes

Nous réalisons une étude comparative in situ du comportement des capteurs placés en série avec les étriers, avec masses additionnelles d'extremum de 1 à 31 kg.

2.3.4.2.3 Résultats

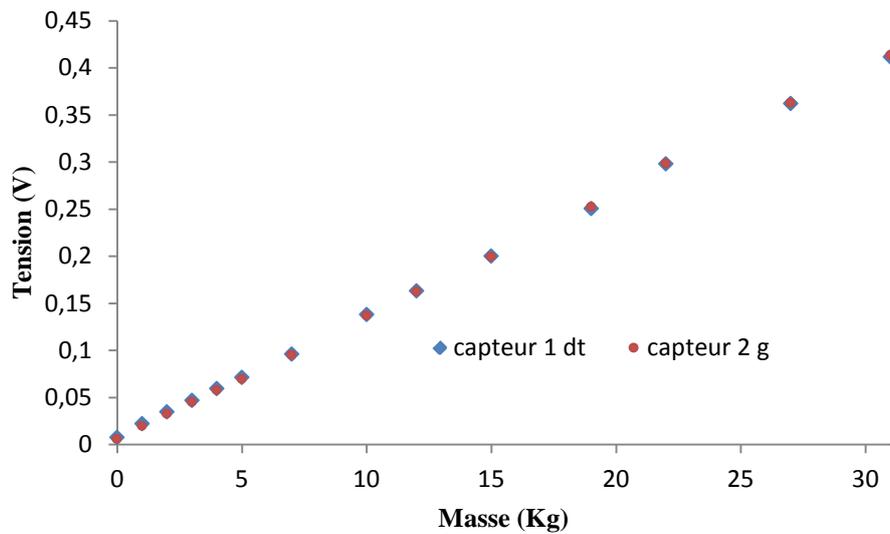


Figure 38 Comportement des capteurs avec masses additionnelles de 1 à 31 Kg

2.3.4.2.4 Discussion

Il y a une réponse très homogène de nos capteurs $y_1 = 2,6743x + 1,4735$ avec $R = 0,999$ et $y_2 = 2,6987x + 1,0519$ avec $R = 0,999$. (Figure 38). Le comportement des capteurs correspond à ce que nous désirons.

Nous avons choisi les capteurs de selle et d'étriers adaptés à nos différentes contraintes équestres, réalisé le design de la plateforme et monté la chaîne d'acquisition, nous devons tester notre matériel pour connaître ses capacités réelles.

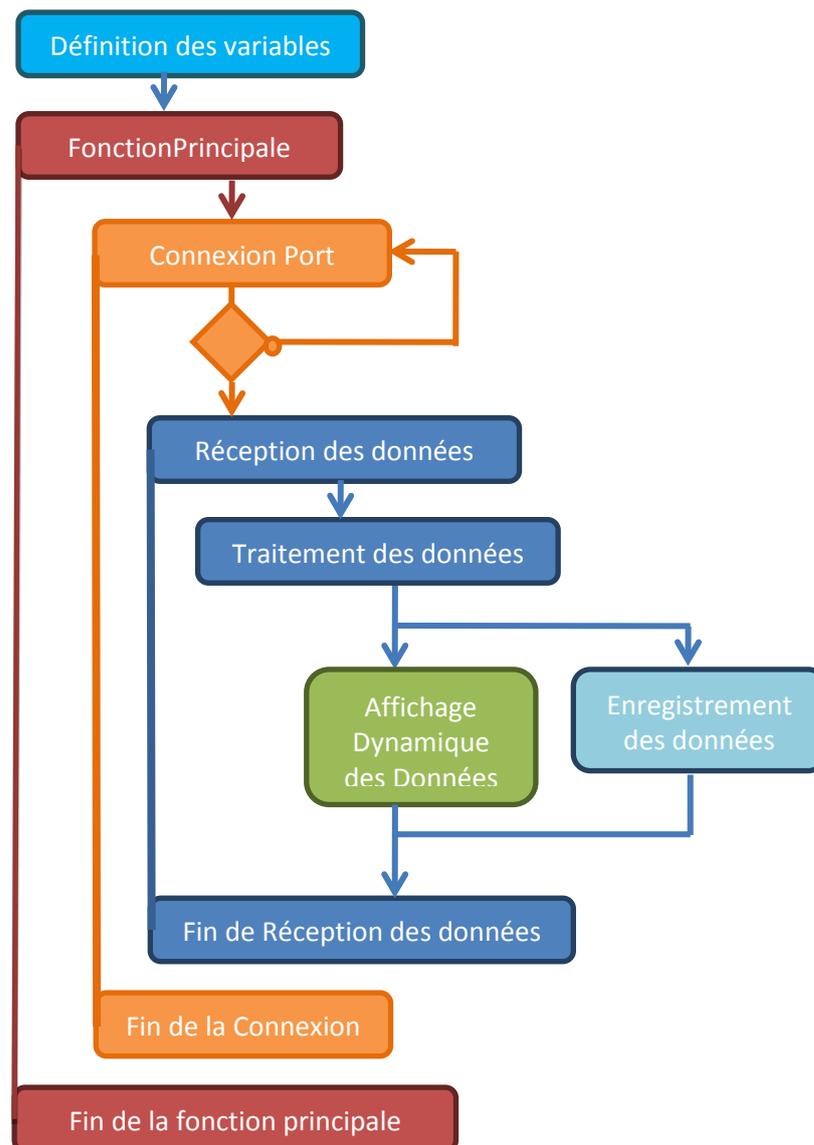
2.3.5 Etape N5 : Développement d'un logiciel de recueil et d'analyse des données

2.3.5.1 Introduction

Cette application nous permet d'analyser les informations reçues des capteurs via une IHM (IHM : Interface Homme Machine) en temps réel et d'enregistrer toutes les données afin d'alimenter une base qui permettra de faire du post traitement. Elle va les mettre en forme, les renvoyer vers notre application PC ADPC via une liaison série. L'application ADPC, est un logiciel développé spécifiquement pour cette étude. Elle est utilisable avec tous les systèmes d'exploitation Windows, et permet d'apporter un support visuel en temps réel à l'étude des données issues des capteurs de force.

2.3.5.2 Architecture

Cet outil nous permet également d'enregistrer les données sur une période modulable à laquelle nous associons un formulaire d'identification. Toutes les données récoltées pourront être réutilisées pour des analyses à posteriori, Figure 39.



Rouge fonction d'activation logicielle, orange fonction de connexion outil/pc, bleu foncé fonction de réception des données, en vert la fonction affichage et en bleu clair la fonction enregistrement et exportation des données

Figure 39 Architecture séquencée du code informatique, fonctions principales

2.3.5.3 IHM (Interface Homme Machine)

L'IHM est un support visuel, qui est utile pour l'analyse du comportement des capteurs ainsi que pour la récolte d'informations qui alimentent de notre base de données, Figure 40. Notre application est composée d'un bouton de connexion, d'un formulaire, d'un radar de déplacement, de plusieurs paramètres d'affichage, de plusieurs échelles visuelles d'effort et de deux zones pour graphiques.

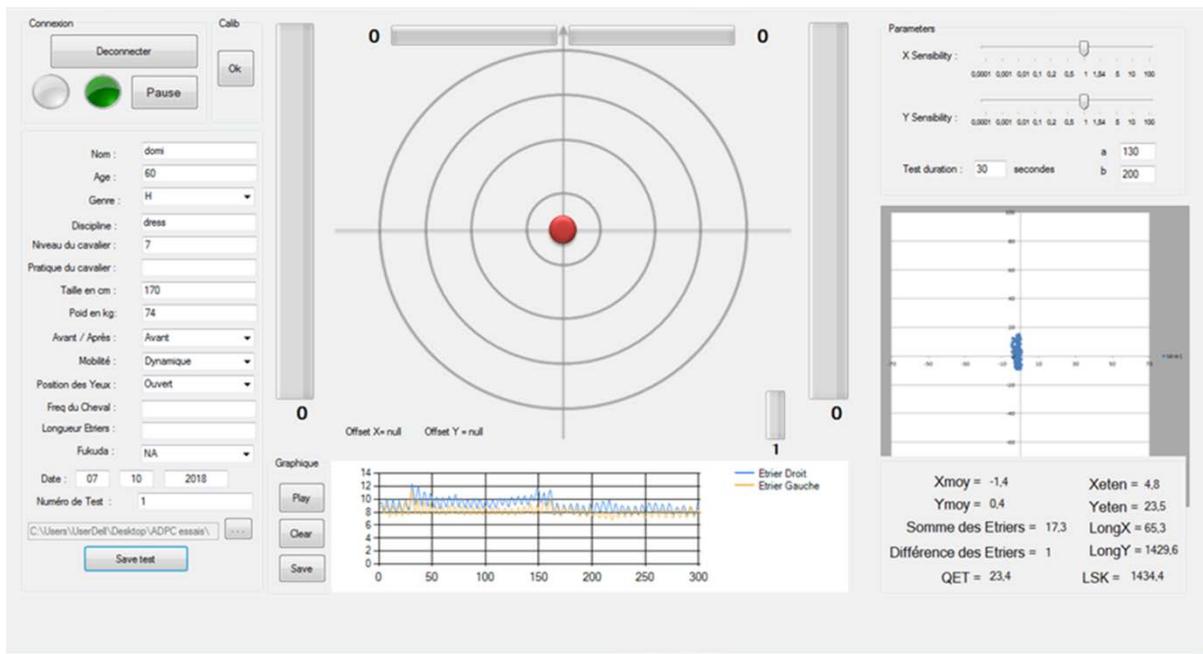


Figure 40 IHM de l'application ADPC

2.3.5.4 Connexion/Déconnexion

Le bouton Connexion permet de connecter et de démarrer la liaison série et l'envoi des trames par la carte Arduino, Figure 41. Deux voyants « Vert » et « Rouge » sont mis en place afin d'alerter l'utilisateur du statut de la connexion :

Liaison Connectée		
Liaison Déconnectée		Au démarrage de l'application, la carte Arduino est détectée. La connexion est possible.
Liaison Absente		Au démarrage de l'application, la carte Arduino n'est pas détectée. La connexion est impossible.

Figure 41: Etats de la liaison série

2.3.5.5 Formulaire

Le formulaire permet de récolter les informations liées à chaque cavalier au cours d'un essai. Ses données seront enregistrées avec les données des capteurs, Figure 42. Ils

permettront d'analyser le comportement des données en fonction des différentes caractéristiques des cavaliers listées ci-dessous :

Nom :
Age :
Genre : H
Discipline :
Niveau du cavalier :
Pratique du cavalier :
Taille en cm :
Poid en kg :
Avant / Après : Avant
Mobilité : Statique
Position des Yeux : Ouvert
Freq du Cheval :
Longueur Etriers :
Fukuda : NA
Date : jj mm aaaa
Numéro de Test :
Select folder to save data

Figure 42: Formulaire à remplir pour chaque essai

Afin de garantir au mieux la cohérence des informations du formulaire et la robustesse du logiciel, différentes conditions sont appliquées sur les champs avant l'enregistrement. Si le formulaire n'est pas correctement rempli, des messages d'erreurs informeront l'utilisateur des erreurs et la sauvegarde des données ne pourra pas démarrer.

2.3.5.6 Cible

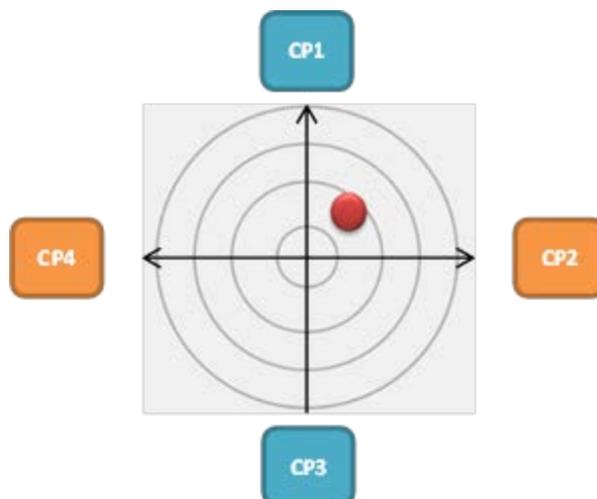


Figure 43: Radar de déplacement du CoP sur la selle

2.3.5.6.1 La cible

Elle permet de visualiser les forces exercées par le cavalier sur la selle. Cette cible est l'image des 4 senseurs situés sous l'assise du cavalier, Figure 43. Nous pouvons visualiser le déplacement du centre de pression sur la selle et la force appliquée. Le déplacement du pointeur est calculé à l'aide des formules suivantes.

Position en y :

$$y = (b/2F)*(FC-FD)$$

Position en x :

$$X = (a/2F)*(FB-FA)$$

Afin de représenter le déplacement du point rouge sur le radar, nous utilisons deux images. La première image représente la cible. Cette image possède (i) des coordonnées de position sur notre IHM « Pos0(x0 ; y0) » en pixel et, (ii) des dimensions en largeur « d01 » et hauteur « d02 », également en pixel.

2.3.5.6.2 Le point rouge

La deuxième représente le point rouge avec les même paramètres « Pos1(x1; y1) » et « d11 » pour la largeur et « d12 » pour la hauteur. Pour placer le point rouge au centre de la cible nous appliquons les formules suivantes, Figure 44 pour trouver les coordonnées à appliquer sur l'image.

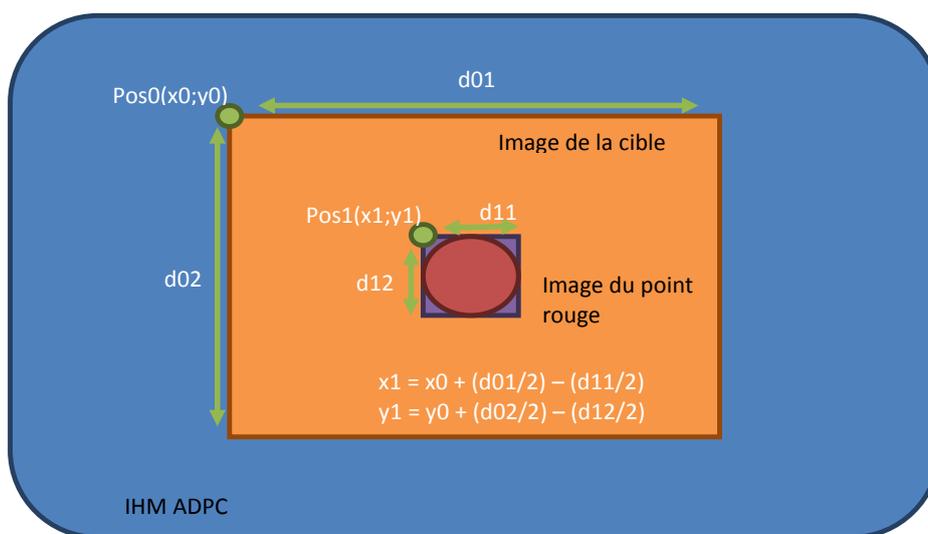


Figure 44: Description du radar de déplacement

Pour faire déplacer le point rouge en fonction des valeurs de X et Y issues des capteurs, nous devons convertir les valeurs X et Y en pixel en prenant comme référence le déplacement max en pixel égal à la valeur du déplacement max de X et de Y.

- (i) Le déplacement en X max en pixel sur la cible est : $dX_{max} = (d01/2) - (d11/2)$
- (ii) Le déplacement en Y max en pixel sur la cible est : $dY_{max} = (d02/2) - (d12/2)$
- (iii) X_{max} le déplacement max en mm est égal à la distance d'écartement des deux capteurs CP2 et CP4
- (iv) Y_{max} le déplacement max en mm est égal à la distance d'écartement des deux capteurs CP1 et CP3
- (v) Le déplacement en pixel de la valeur de X est : $X_{pix} = (X * X_{max}) / dX_{max}$
- (vi) Le déplacement en pixel de la valeur de Y est : $Y_{pix} = (Y * Y_{max}) / dY_{max}$

Nous sommes capables d'afficher le déplacement des forces appliquées sur les capteurs de selle.

2.3.5.7 Echelle visuelle de la charge sur les étriers



Figure 45 Echelle visuelle d'étriers

Les échelles visuelles donnent une indication de l'évolution dynamique des forces exercées sur les étriers, Figure 45. La représentation de la valeur dans la Jauge s'exprime en pourcentage. Nous devons donc exprimer la donnée des capteurs en pourcentage, calculé par rapport au poids maximum supporté par chaque capteur. La Jauge, présente en dessous du radar de déplacement, est utilisée en tant qu'indicateur de présence ou non d'une masse appliquée dans le cas où il n'y a aucun déplacement en X ou Y.

2.3.5.8 Les zones de graphiques

Notre IHM contient deux zones de graphique. Une dans la partie inférieure de l'écran dédiée à la visualisation immédiate de la masse exercée sur chaque étrier lors d'un test, et une dans la partie droite de l'écran dédiée à la visualisation retardée du déplacement du CoP lors du même test.

2.3.5.8.1 La zone de graphique dédiée aux étriers

Le premier représente l'évolution des forces appliquées sur les étriers pendant la durée de l'essai, Figure 46. La courbe bleue est la représentation graphique de la réponse du capteur placé sur l'étrier droit, la jaune et celle dédiée à l'étrier gauche. Bien que les pics des courbes soient synchrones, il existe un décalage de masse entre les deux courbes. A l'analyse future, cela exprimera un appui préférentiel sur l'étrier droit.

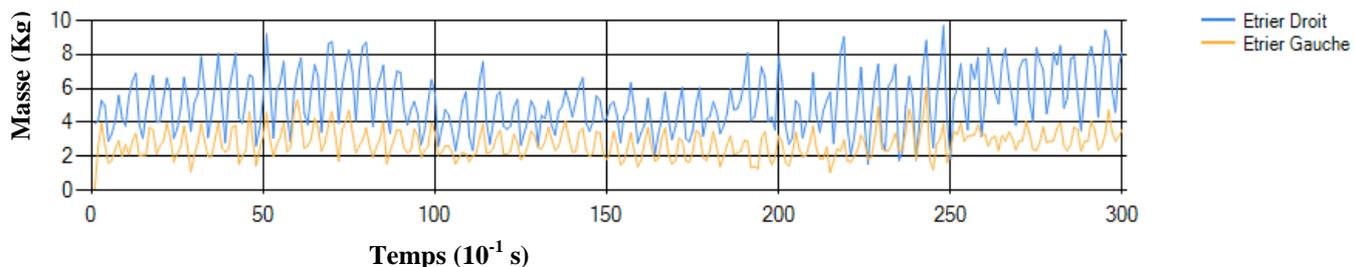


Figure 46: Exemple de graphique de la masse (Kg) appliqué sur les étriers/temps lors d'un test (300 dixième secondes)

2.3.5.8.2 La zone de graphique dédiée au radar

La Figure 47 est une copie du graphique en radar du déplacement en X et Y créé dans le fichier Excel lors de l'enregistrement des données. Le graphique est importé et affiché sur notre IHM à la fin de l'enregistrement du fichier Excel. Il représente le déplacement du centre de pression lors de l'enregistrement de l'essai. Pour la visualisation dynamique et immédiate le testeur regarde la cible

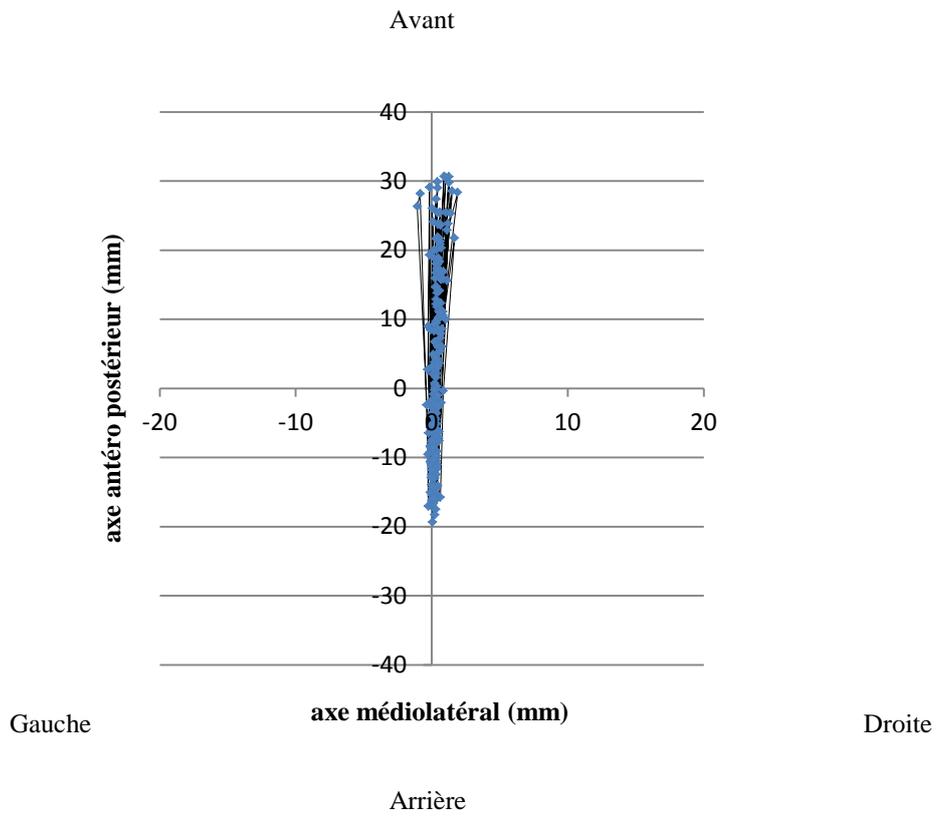


Figure 47: Exemple de déplacement du centre de pression sur la selle, lors d'un test (mm)

2.4 Validation du nouveau dispositif en comparaison d'une plateforme existante de mesure de pression (stabilométrie) prise comme une référence

Cette partie a fait l'objet de la soumission d'un article dans la revue : Acta of Bioengineering and Biomechanics.

2.4.1 Introduction

Selon l'Organisation Internationale de Normalisation (ISO) nous devons dans un premier temps nous assurer que « ADPC » est un produit fiable. Puis nous le validerons par rapport à la méthode standard, dans notre cas la plateforme Dune[®]. L'ISO considère une mesure exacte lorsqu'elle est valide et répétable, autrement dit lorsqu'elle est juste et fidèle (norme ISO 5725-2). Un outil juste est un outil qui a une aptitude à recueillir des données égales à la valeur de la grandeur mesurée. La fiabilité, elle, est un indice sur les écarts qu'il peut y avoir pour une même valeur de grandeur mesurée entre des séries espacées dans le temps. La dernière caractéristique de mesure mise en avant par l'ISO est la fidélité qui est déterminée par la répétabilité et la reproductibilité. Notre objectif est de vérifier que notre système de mesure est valide et génère des mesures répétables par rapport à une plateforme de posturologie prise comme référente. Nous analyserons le déplacement du centre de pression.

2.4.2 Méthodes

2.4.2.1 Matériels

Notre plateforme ADPC[®] rendue fonctionnelle, et soft STO[®]. La plateforme Dune[®] de référence possède un nouvel étalonnage, banc CN 3 axes précision 0,02 mm, balance de précision (300 g sur 100 kg), linéarisation par soft, capteurs OIML 6000 précision 0,3%, électronique de précision, bruit < 0,3 %, signal linéaire de 0 à 150 kg, précision de la mesure à $\pm 0,1$ mm en X et Y, sensibilité 10 à 150 kg. Dimensions 460*460*55 mm, pesant 13 kg, avec un niveau à bulle. Soft Equilibre[®] établi selon les normes de posturologie définies dans le référentiel AFP85.

Conditionnement de la nouvelle plateforme pour les mesures : (i) deux plaques de verre de la dimension de la plateforme Dune[®] prise en référence, (ii) quatre formats en aluminium (gabarit 2) strictement identiques permettant l'appui exclusif du plateau supérieur sur les

capteurs de selle, (iii) une règle à niveau pour vérifier l'horizontalité de notre montage et (iv) une règle de précision.

2.4.2.2 Préparation matérielle

Création de quatre gabarits positionnables exactement sur l'ensemble de la surface du capteur SFR (39×39 mm), épaisseur 10 mm. Ces gabarits transmettront les appuis des masses exactement et uniquement sur les quatre capteurs. Position de la première vitre directement sur la plateforme « Dune » pour effacer les marques creusées pour les positionneurs cale-pieds. Elle n'est pas détectée par la plateforme car le seuil de l'étendue est donné pour 10 kg.

Position de notre plateforme de selle exactement au barycentre de la plateforme de référence, barycentre géométrique sur barycentre géométrique. Ceci est réalisé par l'alignement du centre des médianes entre les quatre capteurs placés sur le centre géométrique de la plateforme référente. Nous faisons se coïncider la direction des axes, (i) médio-latéral sur médio-latéral et (ii) antéropostérieur sur antéropostérieur, de façon à pouvoir comparer nos données. Puis fixation, par adhésif, de la plateforme de selle sur la vitre sous-jacente. Ceci nous permettra un affinage de placement de notre plateforme s'il existe un décalage lors de la première mesure. La précision du calage est <1mm, plus petit écart visuel sur l'échelle de mesure.

Collage des quatre gabarits sur les capteurs FSR, maintenus par une pointe de colle molle sur leurs bords externes. La colle est en dehors de la surface sensible du capteur et en dehors de la surface de contact entre le gabarit et le capteur. Positionnement de la vitre supérieure, barycentre sur barycentre, axe sur axe, servant de plateau de réception pour les masses que nous poserons dessus, Figure 48. Notre système ainsi réalisé est stable et amovible. Même qualité de centrage. Réalisation de l'horizontalité de notre système par le niveau à bulle de la règle posée sur la face supérieure de la vitre du dessus, vérifiée par celui de la plateforme de référence. Les deux niveaux correspondent, l'horizontalité des plateaux est assurée.

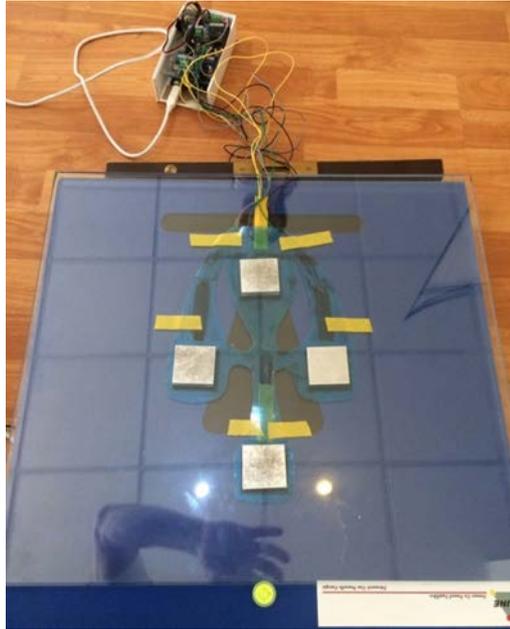


Figure 48 Système expérimental de validation, plateforme de selle sur la plateforme de référence

2.4.2.3 Protocole

Positionnement des pieds du sujet centrés sur la plaque de verre, pieds serrés pour tous, calés par un marqueur postérieur. Cela nous affranchi d'un gabarit non réalisable, pouvant influencer la stabilité et la répétabilité de notre montage.

Une première série de 28 observations avec un seul sujet (53 ans, 1.63 m, masse 51 Kg, d'IMC 19.19 Kg/m²), (objet de l'article déposé). Une deuxième série de 16 observations avec un autre individu, (55 ans, masse 72Kg, taille 1.70 m, d'IMC 24.91 Kg/m²), est réalisée dans les mêmes conditions expérimentales, objet de cette analyse.

Le zéro électrique est recherché pour caler ADPC[®] sur la plateforme de référence. La peinture est retenue pour obtenir la valeur corrigée de la plateforme de stabilométrie qui en tient compte. Le sujet monte sur la plateforme les yeux ouverts et regarde une cible face à ses yeux à la distance de un mètre. Il lui est demandé de ne pas bouger pendant la durée de l'observation, Figure 49.

Nous lançons de façon manuelle et simultanée les deux enregistrements pour une durée de 25.6 secondes, temps calibré par la plateforme de référence.



Les deux plateformes superposées, ordinateur 1 pour la plateforme de référence ordinateur 2 pour notre plateforme et 3 son boîtier d'acquisition

Figure 49 Conditions expérimentales de validation de la plateforme, sujet en place

2.4.2.4 Recueil des données

Par les deux softs, Equilibre[®] et STO[®]. La fréquence d'acquisition de la plateforme de référence est de 5 Hz, celle de selle est de 10 Hz, ce qui engendre le double de data. Cela sera lissé par l'utilisation de la moyenne sur les data, puis mise en forme de tableau pour analyse.

2.4.2.5 Statistiques

Nous n'étudierons que les valeurs de X_{moy} et Y_{moy} , les autres valeurs étant dépendantes de celles-ci.

Analyse descriptive de nos variables ; moyenne (\bar{X}), écart type (σ) ainsi que le Coefficient de Variation (CV). Nous réaliserons un test t pour échantillons appariés, test bilatéral pour comparer nos deux moyennes. Nous réaliserons un test de Wilcoxon-Mann-Whitney, test non paramétrique utilisant les rangs, qui ne demande aucune exigence sur la distribution des valeurs. Comme les échantillons sont >20 , l'approximation normale est justifiée.

Pour analyser deux méthodes de mesure d'un même phénomène nous tenterons une étude de corrélation par la méthode d'approche graphique, test Intra Class Correlation de Bland Altman. (Bland & Altman, 1986). Nous désirons savoir si les deux instruments

concordent et surtout évaluer la discordance. Les analyses sont réalisées grâce au CRCHUM (Sylvestre, 2011) service de bio statistique, et aux logiciels fournis par ANASTAT[®].

2.4.3 Résultats

Le tableau 8 représente les résultats des variables retenues (X_{moyen} , Y_{moyen}), pour les deux plateformes, lors de l'expérimentation.

Tableau 6 données des statistiques descriptives

axe	plateforme	moyenne mm	écart type mm	CV %	biais mm	erreur standard mm	précision mm	erreur relative %
X médio-latéral	A référente	2,5	1,9	75,7	-0,2	2,0	1,7	8,4
	B selle	2,7	2,6	96,3				
Y antéropostérieur	A référente	-10,0	8,9	89,2	-1,1	3,7	3,3	11,0
	B selle	-8,9	5,4	60,2				

Le biais est la moyenne des différences, l'erreur standard est l'écart type des moyennes, la précision est la moyenne de la valeur absolue des différences et l'erreur relative : $((\text{val mesurée} - \text{val référence}) / \text{val référence}) * 100$.

2.4.4 Discussion

2.4.4.1 En fonction de l'analyse descriptive des X_{moyen} , axe médio-latéral.

Lorsque la moyenne est négative, alors le sujet est dévié sur la gauche, lorsque la moyenne est positive le sujet est dévié sur la droite. Les deux plateformes donnent le même sens de positionnement du sujet pour des moyennes très proches, respectivement 2.5 et 2.7 mm, Tableau 6.

L'écart type standard montre une dispersion de 1.9 contre 2.6, soit une différence de 0.7mm, le coefficient de variation est de même grandeur pour les deux plateformes.

2.4.4.2 En fonction de l'analyse descriptive des Y_{moyen} , axe antéro postérieur.

Lorsque la moyenne est négative, alors le sujet est dévié vers l'arrière, lorsque la moyenne est positive le sujet est dévié vers l'avant. Les deux plateformes donnent le même sens de positionnement du sujet pour des moyennes très proches, respectivement -10 et -8.9 mm, notre plateforme est précise sur ce paramètre. L'écart type standard est en faveur de la plateforme de selle, 8.9 pour la référente contre 5.4 pour la selle, le coefficient de variation montre une stabilité de notre plateforme.

L'écart type plus important dans le sens antéro postérieur semble montrer un déplacement du sujet plus grand sur cet axe.

2.4.4.3 Analyses statistiques

Le Test bilatéral n'est pas réalisé sur l'axe médio-latéral car le test de Shapiro-Wilk renvoie une p-value <0.05 , il n'y a pas normalité des moyennes.

Le t test bilatéral sur l'axe antéropostérieur montre que les deux moyennes ne sont pas différentes (p-value >0.05).

Le test de Wilcoxon-Mann-Whitney montre que nos séries de valeurs sont de même distribution. (p-value >0.05).

L'analyse de corrélation des rangs de Spearman unilatéral consiste à trouver un coefficient de corrélation entre les rangs de ces valeurs. Elle estime à quel point la relation entre deux variables peut être décrite par une fonction monotone. Les données sont faiblement corrélées pour le X_{moyen} ($R=0.64$). La plateforme de selle = $(0,876x + 0,5209)$ plateforme de référence. Cette relation semble peu intense, or la relation existe par définition.

Nous observons que les valeurs sont proches de 1 ($R=0.99$) sur les Y_{moyen} . La plateforme de selle = $(0,5955x - 2,9438)$ plateforme de référence. L'existence d'une corrélation, même élevée, entre deux séries d'observations n'implique pas nécessairement l'existence d'une relation de cause à effet (causalité) entre les deux variables considérées. C'est pourquoi nous continuons l'analyse par :

2.4.4.4 Analyse avec la méthode de Bland et Altman / X_{moyen}

Le biais est la moyenne des différences entre les valeurs mesurées. Comme l'instrument A est un instrument de référence, la valeur exprimée est bien un biais de notre plateforme et non une différence systématique entre les deux plateformes. L'erreur standard est l'écart type des différences. La précision est la moyenne des valeurs absolues des différences.

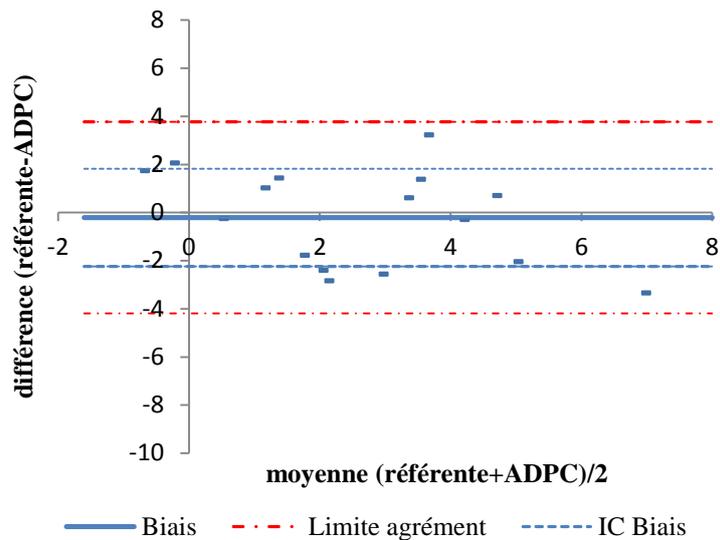


Figure 50 Analyse graphique de Bland et Altman / X_{moyen}

En bleu le biais, en bleu pointillé l'intervalle de confiance du biais à 95% et en rouge pointillé l'intervalle de confiance à 95% des différences, Figure 50. La dispersion est aléatoire et ne nécessite pas une transformation par la méthode des logarithmes. Il semble que l'instrument testé (ADPC) tende à produire des valeurs un peu plus petites que la plateforme référente car le biais est négatif (-0.2 mm).

2.4.4.5 Analyse avec la méthode de Bland et Altman / Y_{moyen}

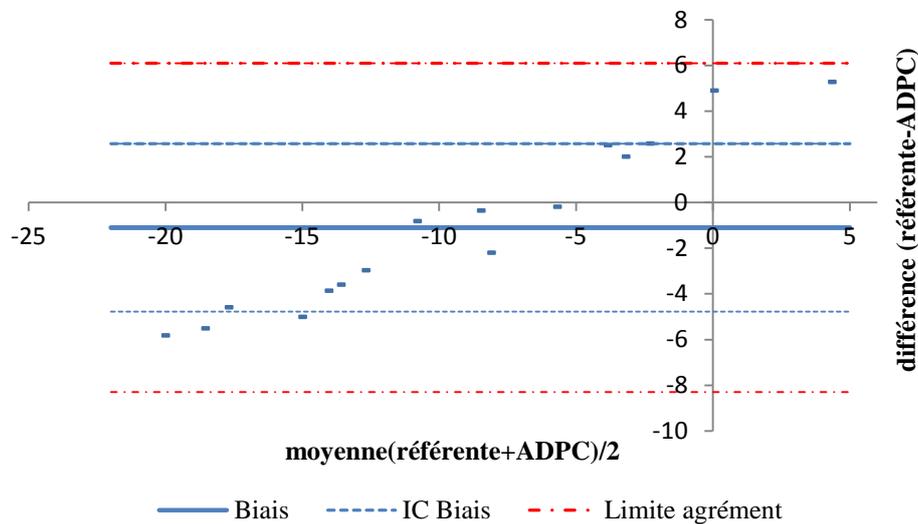


Figure 51 Analyse graphique de Bland et Altman / Y_{moyen}

En bleu le biais, en bleu pointillé l'intervalle de confiance du biais à 95% et en rouge pointillé l'intervalle de confiance à 95% des différences. La dispersion est aléatoire et ne nécessite pas une transformation par la méthode des logarithmes. Il semble que notre plateforme tende à produire des valeurs un peu plus petites que la référente car le biais est négatif (-1.1 mm), Figure 51.

2.4.4.6 Analyse des erreurs

2.4.4.6.1 Erreur de jugement

Pour le X_{moyen} notre jugement de signification n'est pas affirmé, par contre notre jugement d'interprétation s'appuie sur le graphe de Bland-Altman qui montre une valeur du biais très petite (-0.2).

2.4.4.6.2 Erreur aléatoire.

Il est probable que le lancement du début manuel de l'enregistrement modifie la corrélation exacte des données et influence nos résultats. Nous nous sommes assurés de répéter les mesures pour diminuer les erreurs aléatoires. Or, nous calculons une erreur

standard respectivement de 2 mm pour l'axe médio-latéral et 3.7 mm pour l'axe antéropostérieur, peut-on la considérer comme erreur aléatoire ?

2.4.4.6.3 Erreur systématique

Elle est parfaitement identifiée et donnée par le biais, respectivement -0.2 mm sur l'axe médio-latéral et -1.1 mm sur l'axe antéropostérieur.

2.4.4.6.4 Erreur relative

L'erreur relative de notre plateforme comparée à la référente est respectivement de l'ordre de 8.4 et 11%. Cette erreur relative est supérieure au seuil de 5% communément accepté. Si l'on compare sur l'axe latéral (X), l'écart type est supérieur pour notre plateforme ce qui montre une dispersion plus importante de nos valeurs, nous pouvons attribuer l'erreur à notre outil (8%). Par contre concernant l'axe longitudinal (Y), l'écart type et le CV est plus grand sur la plateforme de référence, nous ne pouvons attribuer la totalité de l'erreur à notre plateforme.

2.4.4.7 Conclusion

Nous observons dans ce tableau 6 que les valeurs des deux plateformes sont très proches. Même si les CV semblent élevés, cela est dû à la valeur proche de zéro de la moyenne mesurée, de ce fait le CV s'envole. Ils sont malgré tout de même grandeur.

Comme les valeurs du biais sont très petites, (respectivement -0.2 et -1.1 mm), il faut se poser la question si la différence est considérée comme acceptable. Etant donné le contexte d'utilisation de notre plateforme, nous allons mesurer le déplacement du centre de pression d'un cavalier sur une selle avec un cheval en mouvement, nous considérons ces valeurs comme concordantes.

De plus, les lignes de base zéro (origine) ont été systématiquement incluses dans les intervalles de confiance du biais. Toutes les variables se sont déplacées dans la même direction et avec une amplitude similaire. Nous considérons notre plateforme comme juste, fidèle, répétable et reproductible. Nous confirmons car nous obtenons un biais de -0.4 et 0.7 ± 2 mm, respectivement sur X et Y, lors de l'étude faisant l'objet de l'article, (annexe 5).

2.5 Validation in situ du nouveau dispositif en conditions de laboratoire standardisées sur un cheval mécanique immobile

2.5.1 Introduction

Nous avons mis en place une plateforme stabilométrique et des capteurs d'étriers capables de qualifier et de quantifier les appuis exercés par le cavalier sur la selle et sur les étriers. Nous devons tester notre matériel avant son utilisation réelle. Comme le cheval est par atavisme une proie sensible à tout déséquilibre de son environnement et se montre souvent imprévisible, nous ne pourrions pas nous servir d'un vrai cheval qui ne montre pas les critères de stabilité nécessaires à notre étude. Dans le cadre spécifique de validation qui est le nôtre, nous devons expérimenter notre matériel avec et grâce à un cheval par définition stable et référent, ce qui n'est pas le cas d'un vrai cheval. Pour ce faire nous avons recours à un cheval mécanique qui servira de référence pour nous aider à déterminer et réaliser les différentes étapes de vérification de la validité de notre matériel. Nous ferons appel à un simulateur équestre. Ce simulateur équestre servira de pattern dans le cadre de l'apprentissage équestre de la bonne posture.

2.5.1.1 Pourquoi le choix du cheval mécanique pour notre application

Les perturbations de l'équilibre générées lors de l'initiation ou l'exécution d'un mouvement propre volontaire (intentionnel) sont anticipées de manière à coordonner la régulation de la posture et la réalisation du mouvement. Les perturbations sont anticipées pour faciliter l'exécution d'une tâche en évitant la chute (Mouchnino, et al., 1992) (Massion, et al., 1992). C'est le cas favorable que nous expérimentons avec l'utilisation du cheval mécanique, grâce à la répétition stable et rythmique de son pattern. Par l'apprentissage rapide et confiant de ce pattern (la locomotion du simulateur), le système neuromusculaire minimise les réactions posturales de compensations par la pré-planification du mouvement suivant. Ainsi, les ajustements posturaux anticipateurs (APA) mis en place avant ou en parallèle des perturbations attendues permettent de minimiser le déplacement du centre de masse à venir. Ces perturbations de l'équilibre risquant d'être engendrées lors de la réalisation de l'acte moteur (Bouisset & Zattara, 1987); (Aruin & Latash, 1995). Nous assurons la répétabilité intra-individuelle en éliminant les réactions de compensation. A cheval, lors d'une déstabilisation non anticipée involontaire (écart du cheval suite à un événement ressenti

comme une agression par lui), le mode de contrôle postural change. Celui qui permet d'assurer la stabilité est alors réactif ou compensateur car il n'y a pas de possibilité de pré-planifier le mouvement corporel subi: le contrôle se fait par rétroaction. Nous mettons en place des ajustements posturaux compensateurs (CPA) initiés par les signaux sensoriels qui émergent après la perturbation (Alexandrov, et al., 2005), entrées somato-sensorielles tactiles et proprioceptives (Horak & Masperson, 1996), entrées vestibulaires (Green & Angelaki, 2010) (Forbes, et al., 2015). Le but est de restaurer la position du centre de masse après le ressenti et l'intégration de la perturbation (Maki, et al., 1996). Le modèle de la réponse posturale musculaire est dépendant de la direction de la déstabilisation. (Ting & Macpherson, 2004). Nous assurons la neutralité de réaction compensatrice par l'utilisation d'un simulateur équestre.

2.5.1.2 Simulateur de notre étude



Figure 52 Cheval mécanique 'Peteris Klavins[®]' avec 'ADPC[®]' en essai (coll. privée)

Préalablement à ces mesures, nous nous sommes assurés des caractéristiques mécaniques de fonctionnement du simulateur (fréquence de mouvement, effet du poids). L'étude de ces caractéristiques a fait l'objet d'une publication dans une revue internationale: Analysis of a horse simulator's locomotion by inertial sensors, *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, Volume 20, Pages 165-166, 2017.

2.5.2 Objectif

Validation in situ de notre matériel. Nous cherchons à objectiver si l'information du sens de déplacement donné par le diagramme du CoP de notre plateforme correspond au sens de déplacement visuel du cavalier.

2.5.3 Méthodes

2.5.3.1 Matériel nécessaire à l'expérimentation

Nous utilisons notre plateforme de selle dans des conditions normalisées d'utilisation, positionnée sur le cheval mécanique étalonné. Nous utilisons le Soft STO[®] pour l'analyse posturale et le logiciel Kinovea[®] pour analyse de l'image.

La caméra utilisée est un téléphone portable Iphone 6 plus monté sur pied stabilisé au laser, avec un déclenchement par télécommande.

Notre sujet est une cavalière (53 ans, 163 cm, 51 Kg, IMC 19.19 Kg/m²) de niveau expert, pratiquant au moins cinq fois par semaine, en bonne santé physique, sans pathologie entraînant un trouble du système postural.

2.5.3.2 Protocole

Matériel en place, distance et verticalité du capteur d'image respectées. Sujet monte sur le cheval mécanique, réglage de la longueur des étriers

Mise en fonction du soft STO[®].

Repérage du zéro postural et équilibration par le laser.

Top chrono pour lancer l'enregistrement synchronisé du soft et de la vidéo.

Consigne : Rester stable en position corrigée, en fixant le repère sur la cible. Se pencher en avant, puis en arrière, puis sur la droite et enfin sur la gauche.

2.5.3.3 Récupération et analyse des données

Notre soft et transformation dans un tableur graphique pour analyse postérieure. Extraction de l'image présentant le déport maximal sous kinovea et dessin de la projection verticale de façon à analyser et comparer les données sur les mêmes valeurs angulaires. Tableur et réalisation d'un radar de répartition du centre de masse.

2.5.4 Résultats

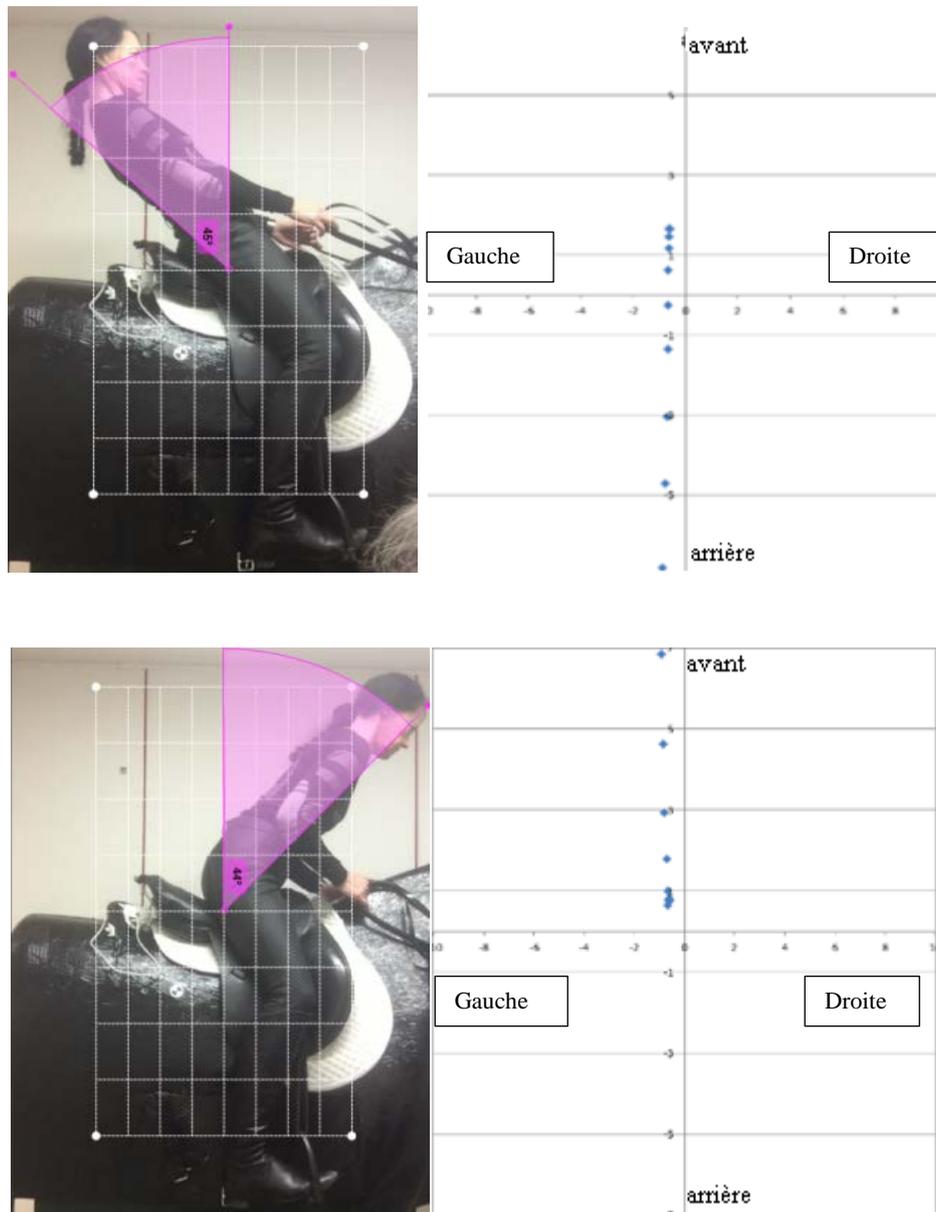


Figure 53 Comparaison image et radar du CoP dans le plan antéro-postérieur (coll. privée)

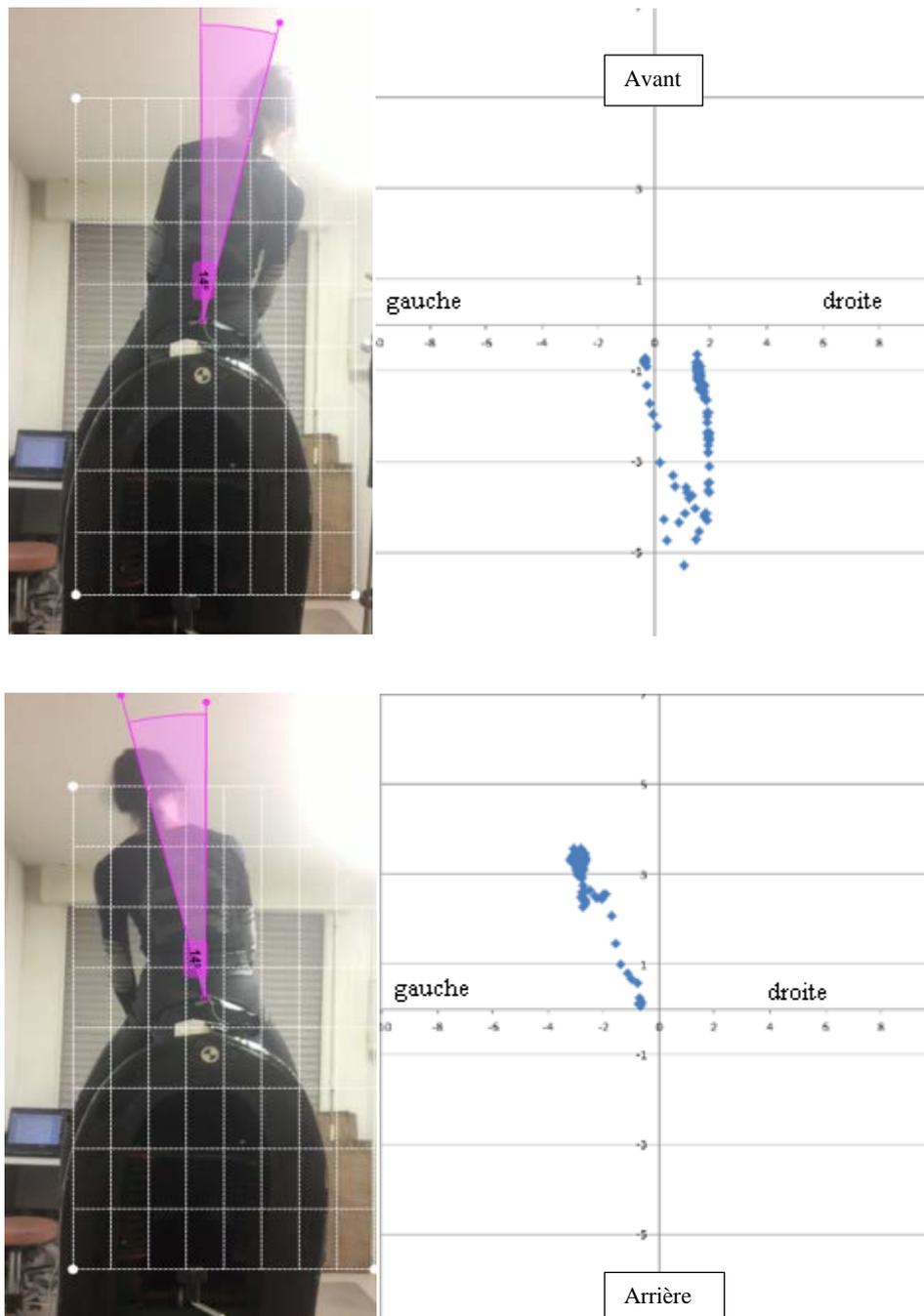


Figure 54 Comparaison image et radar du CoP dans le plan frontal

2.5.5 Discussion

Nous vérifions que (i) le sens de déplacement antéro-postérieur objectivé par l'imagerie et (ii) le sens de déplacement latéral objectivé par l'imagerie correspondent à celui détecté par notre matériel ADPC[®], Figure 53 et Figure 54.

Nous observons que l'amplitude de déplacement dans le sens antéropostérieur ($>40^\circ$ de part et d'autre) est plus ample que celle relevée sur l'axe médio-latéral ($>13^\circ$ de chaque côté).

Nous observons une asymétrie de positionnement de notre cavalière qui se déporte et reste déportée sur la gauche tout au long du déroulement du test dans le plan antéropostérieur C'est l'écart latéral vers le X négatif qui symbolise ce déport, attitude globale (Figure 54) en incurvation gauche et écartement exagéré du bras gauche.

Nous confirmons (i) le mouvement parasite de notre cavalière de se pencher en arrière lorsqu'elle se penche à droite, (ii) de même le mouvement parasite vers l'avant lorsqu'elle se penche à gauche, mouvement détecté par l'observateur et la plateforme, non détecté par la caméra orientée pour une observation dans le plan frontal.

2.5.6 Conclusion

Notre plateforme est (i) apte à déterminer les déplacements du centre de pression des cavaliers en position assise en relation avec le déplacement de leur centre de masse sur la selle et (ii) l'analyse des data permet de déterminer les asymétries posturales.

2.6 Validation in situ du nouveau dispositif en conditions de laboratoire standardisées sur un cheval mécanique mobile.

Etude in situ préliminaire

Cette expérimentation a fait l'objet d'une présentation à la 43^{ème} journée de recherche équine, IFCE 2017.

2.6.1 Objectif

Objectiver le bilan postural des cavaliers grâce à notre plateforme de selle, tenter de mettre en évidence une modification de ce bilan après un exercice spécifique.

2.6.2 Introduction

Nous testons onze cavaliers sur la plateforme de selle placée sur un cheval mécanique à la fréquence de 1.4 Hz. Un feed-back est réglé grâce à la centrale inertielle installée sur le cheval mécanique pour tenter d'objectiver le bilan postural des cavaliers avant et après séance sur cheval mécanique grâce à ADPC[®].

- cheval mécanique référent
- ADPC[®] plateforme positionnable sur selle
- carte Arduino méga[®] filaire
- soft STO[®], Excel[®]
- ordinateur portable Dell 6420
- vidéoprojecteur NEC vt 46

2.6.3 Méthodes

2.6.3.1 Méthodologie expérimentale

- (i) Appareillage du cheval mécanique étalonné Peteris Klavins[®] et de la selle avec ADPC[®], soft STO[®] version 20160410.
- (ii) Positionnement du cavalier sur une selle standardisée équipée et calibration de la plateforme (zéro sur mire).
- (iii) Enregistrement des données en situation statique, les yeux fermés pendant 30 secondes.
- (iv) Test réalisé trois fois.

(v) Positionnement du cavalier sur sa propre selle et réalisation d'exercices du stage (adaptés de l'exercice de balancier global).

(vi) Itération des phases 2, 3 et 4.

2.6.3.2 Recueil des données

Le logiciel d'acquisition enregistre les données pour une période de 25.6 secondes. Les données acquises sont ensuite exportées au format d'un tableur graphique, et exploitées.

2.6.3.3 Analyse des données

Nous procédons à une transformation des données par le soft STO[®] recalcul révision 4 pour recueillir : les extrêmes ; X_{\min} , X_{\max} , Y_{\min} , Y_{\max} , qui nous permettent de définir l'étendue de X et l'étendue de Y, ainsi que les valeurs moyennes X_{moy} et Y_{moy} , la longueur du déplacement du Cop sur X (Longueur X) et la grandeur de déplacement du CoP sur Y (Longueur Y). Nous procédons à l'analyse descriptive des moyennes et écarts-type des différentes variables, puis utilisons le test non paramétrique de Wilcoxon afin de comparer l'évolution de l'ensemble des données avant et après les exercices du stage.

Nous utiliserons une corrélation de Rangs de Spearman pour tenter de corréler l'IMC avec les données Etendue et vitesse moyenne.

2.6.4 Résultats

Tableau 7 Moyennes des données recueillies par ADPC[®] avant et après les exercices du stage

variables	Etendue	Xmoy	SD	longueur	vitesse	Etendue	Ymoy	SD	Longueur	Vitesse
	X	X	X	X	X	Y	Y	Y	Y	Y
Moyenne (mm) pré test A	1	-2	0.5	39	2	3	24	0.7	44	2
Moyenne (mm) post test P	1	3*	0.2	34	1	9	28	0.7	42	2

*Significativité du test de Wilcoxon $p < 0.05$

Le relevé des paramètres stabilométriques (yeux fermés) avant et après les exercices types sur le cheval mécanique nous permettent d'acquérir 256 data par test, donc 768 mesures exploitables par cavalier, soit un total de 8448 quotités par groupe. La moyenne nommée A correspond aux tests réalisés avant la séance de cheval mécanique, la moyenne nommée P, est issue des essais menés après la séance, comme montré au Tableau 7.

La position de la valeur moyenne X_{moy} , montre que tous les cavaliers sont posturalement déviés sur la gauche avant le test (-2 ± 0.5 mm). Ils se repositionnent exagérément sur la droite après avoir pris conscience de leur posture (3 ± 0.2 mm).

La position de la valeur moyenne Y_{moy} , montre que tous les cavaliers sont en position d'appui antérieur, vers le pubis (24 ± 0.7 mm) avant l'exercice et confirment ce positionnement après (28 ± 0.7 mm). Dans ce tableau, nous n'avons pas intégré la formule du calcul du Statokinésigramme, appelé LSK, seule l'étendue sur les axes antéro-postérieur (Y) et médio-latéral (X) est retenue.

2.6.5 Discussion

Le test non paramétrique de Wilcoxon pour des échantillons appariés ne montre pas de différences significatives ($p > 0.05$) dans tous les paramètres sauf pour le X_{moyen} ($p < 0.05$). Nous ne mesurons pas d'effet bénéfique de notre exercice. Il est étonnant malgré tout de constater la modification du comportement postural des cavaliers en position statique en post test sur l'axe médio-latéral. Il semblerait que l'effet ludique visuel du déplacement de la mire et la perception haptique du mouvement du cheval (exercice) aient contribué au recentrage, voire à une surcompensation sur cet axe. Une analyse comparative Yeux ouverts et Yeux fermés permettrait (i) d'enlever l'effet mire et (ii) de se recentrer sur la perception haptique.

Le coefficient de corrélation de Rangs de Spearman ne montre pas de relation entre l'IMC et (i) la variable longueur sur (X ; Y) et (ii) la vitesse moyenne. Cela confirme notre analyse réalisée avec des masses additionnelles sur des fréquences progressives.

Globalement, la vitesse moyenne calculée sur la longueur (X ; Y) semble diminuer après la séance, cela semble indiquer que l'énergie dépensée pour le maintien de l'équilibre diminue. Ce paramètre est à analyser avec prudence, ce n'est pas à proprement parler l'énergie dépensée, mais plus certainement la réactivité du système postural fin. Les capacités de ce système sont liées à la configuration de la chaîne posturale, au contexte, et à l'état fonctionnel du système postural. L'étendue sur X (1 ; 1) ne varie pas alors que la Longueur diminue (39 ; 34). Sur Y, respectivement (3 ; 9) et (44 ; 42) l'augmentation de l'étendue n'explique pas la diminution de la Longueur.

2.6.6 Limites

L'analyse unique des appuis sur la selle sans l'analyse des pressions exercées sur les étriers ne permet pas de déterminer si l'appui de l'ensemble du centre de masse du cavalier est sur la selle ou sur les étriers, ce qui fausse les informations, au moins sur l'axe médio-latéral.

Nos paramètres biométriques sont incomplets, le genre et le niveau du cavalier sont peut être déterminants pour une analyse posturale plus fine.

Les variables Etendue (X, Y) et Longueur (X, Y) sont deux paramètres difficilement interprétables. Pour l'analyse du déplacement du CoP, nous utiliserons par la suite la longueur du Statokinésigramme (LSK) et la surface de l'ellipse de confiance (SEL) par analogie avec les études posturales en position debout.

Nous avons observé que l'effet visuel grâce à la mire pourrait être utilisé comme vecteur de modification de la posture, nous n'en avons pas tenu compte.

Un de nos cavaliers présentait un syndrome de déficience posturale majeur ce qui a perturbé certains résultats expérimentaux.

L'analyse posturale fut réalisée dans des conditions statiques, après un exercice dynamique. Il est intuitif de se poser la question : quel serait le comportement dynamique de la posture du cavalier ?

2.6.7 Conclusion

Notre plateforme ADPC[®], située sur la selle, permet de recueillir les informations des pressions exercées par les bassins des cavaliers sur la selle. Les calculs du déplacement du centre de pression utilisés ont permis de discriminer un trouble majeur de la posture.

A notre connaissance, la littérature ne quantifie pas de comportement stabilométrique standard sur la posture du cavalier. Une recherche sur la référence fondamentale du cavalier en position assise s'avère nécessaire (i) en statique et (ii) en dynamique.

Chapitre III EXPLOITATION

3.1 Détermination d'une norme posturale pour le cavalier en condition statique

3.1.1 Introduction

Notre objectif est (i) de déterminer une norme statique posturale du cavalier grâce à notre matériel, (ii) de proposer de nouvelles variables d'intérêts et (iii) de tester la répétabilité de notre outil par un test / retest.

3.1.2 Méthodes

3.1.2.1 Protocole

- (i) 3 tests YO
- (ii) 3 tests YF soit 6 tests au total appelés Test
- (iii) phase de Repos
- (iv) 3 tests YO
- (v) 3 tests YF soit 6 tests au total appelés Retest Figure 55

3.1.2.2 Tableau synoptique du déroulement de l'étude

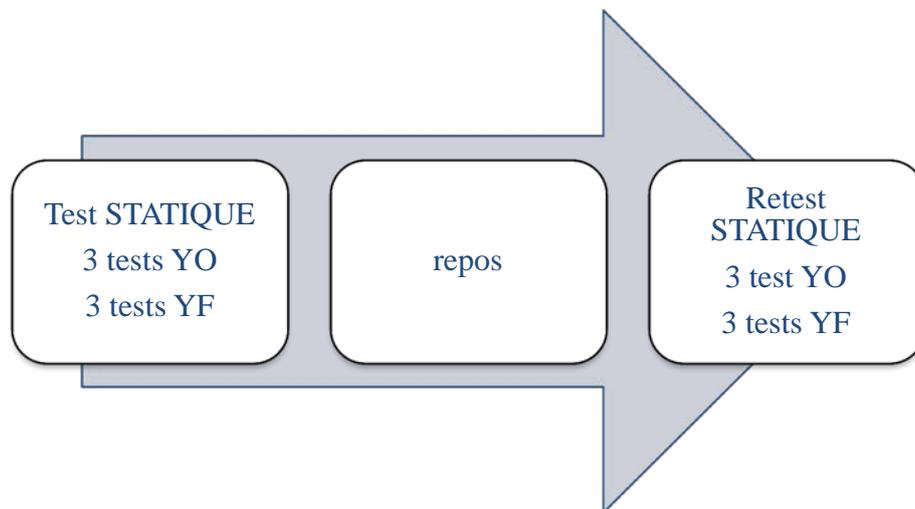


Figure 55 Synopsis de l'expérimentation

3.1.2.3 Méthodologie de recueil des données

Softs utilisés :

ADPC[®] STO[®], Excel[®], R. (Cfr annexe Programme d'analyse statistique avec le logiciel R.)

Soit un total de 12 observations par sujet, 6 informations électriques relevées (quatre pour les capteurs de selle et deux pour les étriers), 300 quotités par capteur, ce qui donne 1800 données électriques brutes à traiter par capteur. Ces éléments bénéficient d'une transformation électrique en données informatiques puis mathématiques pour obtenir 17 variables à exploiter. Nous y ajoutons six indices biométriques.

3.1.2.4 Variables retenues

Age : années

Genre : H/F

IMC : Kg/m² Taille/Poids²

Cavalier : Expert galop 7 et plus (sans unité), Novice galop 1 à 6

Non cavalier : sportif ou non sportif

X_{moyen} : position moyenne sur l'axe X axe médio latéral, exprimée en mm

Y_{moyen} : position moyenne sur l'axe Y axe antéro postérieur, exprimée en mm

SD_x : écart type standard sur la moyenne de X

SD_y : écart type standard sur la moyenne de Y

LSK : Longueur du Statokinésigramme, $L = \sum_{i=1}^n \sqrt{(x_i - x_{i-1})^2 + (y_i - y_{i-1})^2}$, exprimé en mm. Serait le miroir de la dynamique du contrôle postural

SEL : Surface de l'Ellipse de Confiance à 90%, calculée sous R : , exprimé en mm² étudie la précision de la stabilisation du sujet par le système postural (Takagi, et al., 1985)

Vit_{moyenne} : Vitesse moyenne de déplacement du COP sur la selle, LSK/Temps, exprimé en mm/s

LFS : Rapport LSK/Surface Ellipse. Réactivité de la stratégie sur la selle. , exprimé en mm⁻¹ (Gagey, et al., 1999)

ED : Masse exercée sur l'étrier droit, exprimée en Kg

EG : Masse exercée sur l'étrier gauche, exprimée en Kg

ED+EG : somme, le poids de la stratégie 'étriers', exprimée en Kg

ED-EG : différence, asymétrie d'appuis, exprimée en Kg

QRS : variante du Quotient du Romberg ; (Njiokiktjien & Van Parys, 1976). Intégration des afférences visuelles dans le contrôle postural. Nous créons le $(\text{Rapport SEL YO/ SEL YF}) * 100$. Sans unité

QSE : Quotient de Selle/Etriers (Rapport masse totale exercée sur la Selle/masse totale appliquée sur les Etriers) sans unité, création d'un indice ? Stratégie utilisée pour maintenir l'équilibre ?

QST : Quotient Masse Selle/Masse Totale sans unité création d'un indice ? Stratégie utilisée. Ne sera pas conservé pour la suite de l'étude

QET : Coefficient $(\text{Masse Etriers/Masse Totale}) * 100$ exprimé en %, pour le différencier du QSE, création d'un indice ? Stratégie utilisée.

3.1.2.5 Analyse des données grâce au logiciel R

L'ensemble des opérations, calculs et analyses ont été réalisés via le logiciel **R** (RCore Team, 2017), les packages **stats** (inclus nativement avec R), **moments** (Lukasz, et al., 2015), **nortest** (Juergen Gross, et al., 2015), **Epi** (Bendix Carstensen, et al., 2017).

Tous les résultats ont été obtenus en moyennant les données des 3 essais sur chaque expérience.

3.1.2.5.1 Comparaison avec 2 modalités :

Avant toute analyse, on partage la variable en deux échantillons, en fonction de l'effet étudié (Test/Retest, yeux ouverts/yeux fermés, masculin/féminin, etc...).

En premier, on teste la normalité de chaque échantillon. Pour ce faire, on réalise consécutivement les tests de normalité suivants, avec un niveau de confiance de 5% : Shapiro-Wilk; si un doute persiste sur la décision à prendre en fonction de la p-value, alors un test Jarque-Bera sera effectué. En fonction de cette hypothèse :

Si les deux échantillons suivent une répartition normale, on réalise un test de Fisher : test d'égalité des variances.

Si les variances des deux échantillons sont équivalentes, on réalisera donc un test de Student afin de vérifier la significativité de l'effet sur la caractéristique concernée.

Sinon, on réalisera un test d'Aspin-Welch, qui n'est une variante du test de Student, sans l'hypothèse d'égalité des variances.

Si un seul des deux échantillons ne suit pas une répartition normale, on juge à partir de la représentation graphique.

Si les deux distributions diffèrent d'un paramètre de localisation (représentations graphiques similaires, où l'une semble juste être la translation de l'autre), on utilisera le test de Wilcoxon-Mann-Whitney qui testera la significativité de cette différence de localisation.

Si les deux distributions sont plutôt centrées au même endroit, mais semblent différer d'un paramètre d'échelle (l'une semble être la similitude de l'autre) on utilisera le test d'Ansari-Bradley qui testera la significativité de cette différence d'échelle.

Si aucun des deux échantillons ne suit une répartition normale, on utilise le test de Kolmogorov-Smirnov.

3.1.2.5.2 Comparaison avec plus de deux modalités :

Avant toute analyse, on partage la variable en n échantillons, avec n le nombre de modalités de la variable considérée (par expertise ou par classe d'IMC).

En premier, on teste la normalité de chaque échantillon. Si l'un des tests rejette l'hypothèse de normalité pour un échantillon, on prendra le parti de le considérer comme n'ayant pas une répartition normale, aux égards du niveau de confiance de chacun des tests.

Si tous les échantillons suivent une répartition normale, on commence par tester l'égalité des variances via un test de Bartlett. Si les variances sont égales (donc que le précédent test est validé avec une p -value < 0.05) on réalise un test de comparaison de moyenne ANOVA aux variances égales. Sinon, on réalisera un test ANOVA aux variances non égales. Si au moins un des échantillons n'est pas Gaussien, on réalise un test de comparaison de médiane de Kruskal-Wallis. Chacun des tests finaux est réalisé avec un niveau de confiance de 5%.

Nous utiliserons la correction de Bonferroni pour les tests post-hoc.

3.1.2.5.3 Corrélation entre 2 variables quantitatives :

La corrélation entre 2 variables quantitatives (Notamment pour déterminer la corrélation entre les paramètres et l'âge, le poids, la taille, etc... des individus) est calculée via la fonction cor sous R. Le coefficient de corrélation calculé est donc celui de Pearson.

3.1.2.6 Population étudiée

3.1.2.6.1 Analyse descriptive de la population

125 individus ont pu prendre part à notre expérimentation qui s'est déroulée de mars 2017 à septembre 2017. Parmi ces individus, 4 furent exclus car le comportement des capteurs

sur la selle ne permettait pas une analyse des données. Il y eu deux comportements différents. Le bassin du cavalier était trop étroit pour rentrer dans notre étendue d'appuis sur l'axe médio-latéral, soit au contraire trop large. Cela correspond bien à notre étude de normalité à 95% de la population concernée par notre plateforme. Une autre fut exclue car un des capteurs s'est dessoudé lors des tests, cavalière > 123 Kg.

Au total, nous conservons une population de 120 individus.

Tableau 8 Tableau de la répartition de la population

	Moyenne
Age (années)	34 ± 15
Taille (cm)	168,55 ± 8,73
Longueur d'étrier (cm)	71,5 ± 3,65
Masse (kg)	66,71 ± 12,81
IMC (Kg/m ²)	23,4 ± 3,78
Rapport Longueur étriers/taille	0,4256 ± 0,0128

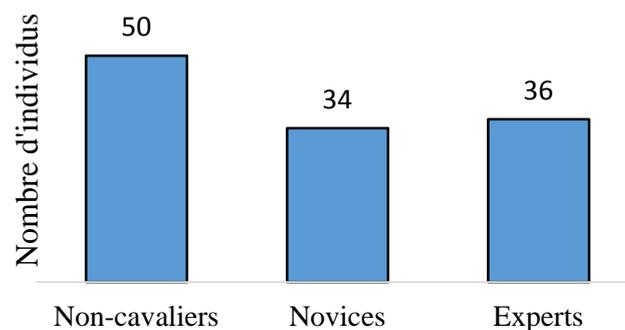


Figure 56 Nombre d'individus en fonction du niveau d'expertise

Ce critère sera essentiel pour notre étude car nous désirons savoir si la qualité de cavalier ou non influence les résultats sur la stabilité de l'assiette, Figure 56. De même, les sous-classes novices / experts permettront d'établir un plan de classement en fonction de l'expertise. Nous avons une proportion assez homogène de notre population autour de ces critères.

Notre population est en grande majorité une population adulte surtout répartie entre 20 et 60 ans, population d'actifs. La moyenne est de 34 ± 15 ans, Tableau 8.

3.1.2.6.2 Description de la population par genre et classe d'IMC

Tableau 9 Tableau de la population par genre

	Hommes	Femmes
Nombre	38	82
Age (années)	34 ± 16	34 ± 15
Taille (cm)	$178,13 \pm 6,61$	$164,2 \pm 5,43$
Longueur d'étrier (cm)	$74,63 \pm 3,4$	$70,37 \pm 2,89$
Masse (kg)	$74,74 \pm 8,99$	$63,12 \pm 12,62$
IMC (Kg/m^2)	$23,55 \pm 2,53$	$23,35 \pm 4,22$
Rapport Longueur étriers/taille	$0,42 \pm 0,01$	$0,43 \pm 0,01$

Notre population présente une bonne répartition homogène homme/femme en ce qui concerne les paramètres âge, IMC et rapport étriers/taille. (Tableau 9). L'IMC moyen est de 23 ± 4 Kg/m^2 , donc en normalité de classe d'IMC. A noter que notre population présente des obèses et des maigres, cela permettra d'avoir une population nous permettant d'analyser le facteur IMC.

Nous observons un IMC homogène en fonction du genre, seul l'écart type montre une étendue plus importante chez les femmes. C'est bien le genre qui sera discriminant.

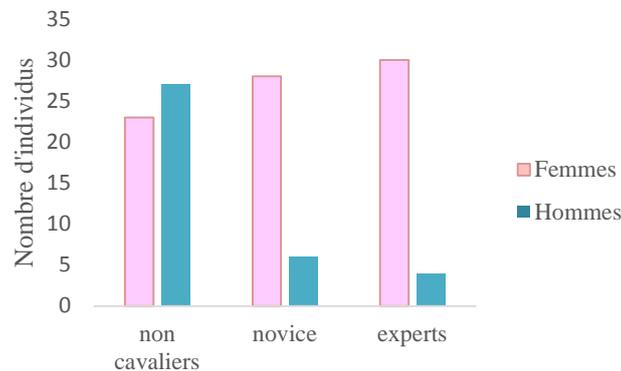


Figure 57 Répartition des individus par catégorie en fonction du genre

Nous observons une population féminine plus importante parmi les cavaliers alors que la population est homogène chez les non cavaliers. Figure 57. Notre population indique qu'il y a deux fois plus de femmes que d'hommes. Les chiffres INSEE 2017 annoncent 32 455 859 hommes, 34 534 967 femmes pour un total de 66 990 826 individus en France (INSEE, 2017). Notre répartition de population est en faveur des femmes. Le caractère cavalier ($n = 70$) et non cavalier ($n = 50$) est certainement suffisant pour expliquer ce phénomène. Il existe en moyenne 70 à 80% de femmes pratiquant l'équitation si l'on exclue la compétition de haut niveau. (Tourre-Malen, 2006).

3.1.2.6.3 Corrélations paramètres / indices biométriques

Nous nous posons la question si le fait d'être cavalier ou non influence les paramètres retenus. Comme parmi les non cavaliers il existe des sportifs, nous posons la question si le fait d'être sportif non cavalier influence nos variables.

Tableau 10 Corrélation Cavalier/non cavalier, et parmi les non cavaliers Sportif/non sportif

	Cavaliers O/N	Non cavalier sportif O/N
	p-value	p-value
X_{moy}	0,0001	0,1998
Y_{moy}	0,0000	0,4642
EG	0,0004	0,4669
ED	0,0184	0,2091
ED+EG	0,0017	0,2635
ED-EG	0,0001	0,6406
LSK	0,0001	0,6530
Vit_{moy}	0,0001	0,6530
SEL	0,0317	0,8171
LFS	0,2169	0,6233
QSE	0,1494	0,1959

Partie gauche montre la p-value entre la variable observée et le facteur cavalier ou non. La partie droite analyse la variable en fonction du facteur sportif ou non.

Nous privilégions l'effet visuel pour noter la significativité de nos paramètres. Lorsque la p value est < 0.05 alors la coloration verte fait ressortir cette significativité. Dans la partie gauche du Tableau 10 (partie cavalier), nous notons une différence significative sur les données récoltées (que ce soit selles ou étriers) entre les cavaliers et non cavaliers. En revanche, l'antécédent sportif ou non des non cavaliers n'a pas joué dans les variations de résultat, (partie droite du Tableau 10). Il n'y a pas de corrélation entre l'âge ou le niveau effectif des individus en équitation et les paramètres mesurés. Il en est de même YO et YF. C'est pourquoi nous avons choisi de les classer par niveau d'expertise selon le code compétition de la FFE : Il existe trois niveaux.

(i) Le niveau novice, ce sont des cavaliers possédant un examen de galop < 7 et ayant une licence club, (ii) le niveau expert amateur avec des cavaliers possédant un galop ≥ 7 et ayant

une licence amateur, (iii) le niveau professionnel avec des cavaliers possédant un galop ≥ 7 et ayant une licence pro.

3.1.2.6.4 Description de la population par niveau d'expertise

Tableau 11 Tableau de la population en fonction de l'expertise

	Non cavaliers	Novices	Experts
	Moyenne \pm SD	Moyenne \pm SD	Moyenne \pm SD
Age (années)	31 \pm 14	31 \pm 16	41 \pm 13
Taille (cm)	170,46 \pm 10,42	166,94 \pm 7,46	167,54 \pm 6,72
Longueur d'étrier (cm)	71,74 \pm 4,35	72,09 \pm 3,03	71,31 \pm 3,12
Masse (kg)	69,02 \pm 13,13	65,24 \pm 14,03	65,13 \pm 10,8
IMC (Kg/m ²)	23,67 \pm 3,68	23,28 \pm 4,16	23,19 \pm 3,58
Rapport Long étriers/taille	0,42 \pm 0,01	0,43 \pm 0,01	0,43 \pm 0,01

Nous observons une homogénéité de notre population concernant ses indices biométriques, classés en fonction du niveau d'expertise. Nos échantillons seront comparables pour la suite de l'étude. Dans un premier temps pour limiter le nombre de classe, nous avons intégré les trois professionnels parmi les experts. Comme nous nous y attendions, la qualité d'expert s'acquiert après une expérience conséquente, c'est pourquoi ces cavaliers sont majoritairement plus âgés que les autres, 41 \pm 13 ans au lieu de 31 \pm 16 ans, Tableau 11. Une dizaine d'années d'entraînement est nécessaire pour passer de novice à expert. Le rapport étriers / taille est constant et nous confirme le bon réglage de la longueur d'étrier. Cela confirme l'homogénéité de notre population concernant ce critère et nous permettra d'utiliser un nouvel indice concernant le rapport poids dans la selle et poids sur les étriers (QSE). Nous tiendrons compte du genre et de l'expertise pour déterminer une norme.

3.1.3 Résultats

Lorsque la valeur de la variable mesurée avec la plateforme de selle (i) affiche zéro avec (ii) un écart type ≤ 1 mm, alors nous ne réalisons aucune statistique qui porterait sur la valeur du biais.

Tableau 12 Norme statique par genre

Variables		Yeux ouverts			Yeux fermés		
		Global	Hommes	Femmes	Global	Hommes	Femmes
X moyen (mm)	Moyenne	0	0	0	0	0	0
	Ecart type	0,2	0,1	0,2	0,2	0,1	0,2
Y moyen (mm)	Moyenne	0	0	0	0	0	0
	Ecart type	0,5	0,3	0,5	0,6	0,3	0,7
Etrier gauche (kg)	Moyenne	8,22	10,51	7,17*	7,95	9,94	7,03*
	Ecart type	3,24	2,89	2,84	3,13	2,81	2,84
Etrier droit (kg)	Moyenne	8,1	9,71	7,35*	7,81	9,32	7,11*
	Ecart type	2,88	2,61	2,7	2,88	2,87	2,62
Total étriers (kg)	Moyenne	16,32	20,22	14,52*	15,77	19,26	14,15*
	Ecart type	5,94	5,25	5,37	5,84	5,53	5,27
Déséquilibre D/G (kg)	Moyenne	-0,13	-0,8	0,18*	-0,14	-0,62	0,08*
	Ecart type	1,53	1,66	1,37	1,43	1,34	1,42
LSK (mm)	Moyenne	19	16	20*	16	14	17*
	Ecart type	10	9	10	6	4	6
Vitesse moyenne (mm.s⁻¹)	Moyenne	0,6	0,5	0,7*	0,5	0,5	0,6*
	Ecart type	0,3	0,3	0,3	0,2	0,1	0,2
Surface Ellipse (mm²)	Moyenne	0	0	0	0	0	0
	Ecart type	1	1	1	0	0	0
LFS (mm⁻¹)	Moyenne	556	684	496*	774	879	725*
	Ecart type	335	423	268	409	414	400
QSE	Moyenne	2,57	1,94	2,86*	2,79	2,13	3,10*
	Ecart type	1,68	1,17	1,8	2,27	1,06	2,59
QET%	Moyenne	25	28	23*	24	26	23*
	Ecart type	9	8	9	9	8	9

* différence statistique (p-value<0.05) par rapport aux hommes, la statistique analyse le facteur genre

Tableau 13 Norme statique par expertise

Variables		Yeux ouverts				Yeux fermés			
		Global	Non cavaliers	Novices	Experts	Global	Non cavaliers	Novices	Experts
X moyen (mm)	Moyenne	0	0	0	0	0	0	0	0
	Ecart type	0,2	0,1	0,2	0,2	0,2	0,2	0,2	0,2
Y moyen (mm)	Moyenne	0	0	0	0	0	0	0	0
	Ecart type	0,5	0,2	0,2	0,8	0,6	0,5	0,3	0,8
Etrier gauche (kg)	Moyenne	8,22	9,23*	7,87*	7,16*	7,95	8,82*	7,79*	6,9*
	Ecart type	3,24	3,42	3,19	2,66	3,13	3,16	3,49	2,36
Etrier droit (kg)	Moyenne	8,1	8,69	7,97	7,39	7,81	8,36	7,87	7
	Ecart type	2,88	3,06	3,08	2,24	2,88	2,86	3,45	2,09
Total étriers (kg)	Moyenne	16,32	17,93*	15,84*	14,55*	15,77	17,19*	15,66*	13,89*
	Ecart type	5,94	6,32	6,02	4,78	5,84	5,87	6,73	4,31
Déséquilibre D/G (kg)	Moyenne	-0,13	-0,54*	0,09*	0,23*	-0,14	-0,46*	0,07*	0,1*
	Ecart type	1,53	1,52	1,76	1,18	1,43	1,38	1,69	1,16
LSK (mm)	Moyenne	19	17*	21*	20*	16	15*	17*	16*
	Ecart type	10	8	11	11	6	6	6	3
Vitesse moyenne (mm/s)	Moyenne	0,6	0,6*	0,7*	0,7*	0,5	0,5*	0,6*	0,5*
	Ecart type	0,3	0,3	0,4	0,4	0,2	0,2	0,2	0,1
Surface Ellipse (mm²)	Moyenne	0	0	0	1	0	0	0	0
	Ecart type	1	0	1	2	0	0	0	0
LFS (mm⁻¹)	Moyenne	556	602	566	480	774	781	789	750
	Ecart type	335	378	288	308	409	422	418	391
QSE	Moyenne	2,57	2,29	2,61	2,90	2,79	2,40	2,76	3,36
	Ecart type	1,68	1,58	1,74	1,73	2,27	1,41	1,9	3,28
QET%	Moyenne	25	27	24	22	24	25	24	22
	Ecart type	0,09	0,1	0,08	0,06	0,09	0,1	0,1	0,06

* différences statistiques (p-value<0.05) et test post hoc entre NC novices experts, la statistique analyse le facteur expertise

3.1.4 Discussion

3.1.4.1 Analyse de la norme statique par genre

Quelle que soit la condition YO ou YF, en statique, il existe une différence significative sur l'ensemble des variables observées en fonction du genre, sauf sur les positionnelles X_{moyen} et Y_{moyen} au risque ($P<0.05$). La norme homme est bien spécifique et représentative de la gente masculine, de même que la norme femme est bien spécifique à la gente féminine. Nous devons en tenir compte lors des essais comparatifs pour nos stages ADPC. Le genre reste un paramètre déterminant, Tableau 12.

Tableau 14 Quotient Romberg de selle en statique en fonction du genre

	Global	Hommes	Femmes	p-value
QRS	1,02 ± 0,3	1 ± 0,24	1,04 ± 0,4	0,64

Le paramètre QRS ne présente aucune différence, Tableau 14. Ce paramètre est traité seul car il correspond au rapport SEL YO/SEL YF. Le qualificatif du genre n'influence pas ce paramètre. Il analyse le poids de l'entrée visuelle dans le comportement postural. Il sera analysé spécifiquement.

3.1.4.2 Analyse de la norme statique par niveau d'expertise

Il existe une significativité de l'expertise en statique sur les données étrières, LSK et $Vit_{moyenne}$ bien que ce paramètre soit limite valeur du biais. Nous devons tenir compte du paramètre expertise pour la détermination de la norme. Ce sera une façon de déterminer des paliers de progression pour l'apprentissage de la pratique équestre par l'acquisition de la bonne posture, Tableau 13.

Tableau 15 Tableau du QRS par expertise

	Global	Non cavaliers	Novices	Experts	p-value
QRS*	1,02 ± 0,3	0,96 ± 0,16	1,14* ± 0,46	0,96 ± 0,21	0,0139

C'est le groupe novice qui est sensibilisé sur ce paramètre QRS (test post hoc), Tableau 15. L'entrée visuelle est importante pour ce groupe.

3.1.4.3 Quelle variable est influencée par l'effet visuel

Tableau 16 Effet visuel en statique

Variables	moyenne YO	moyenne YF	p-value
X moyen (mm)	0	0	nc
Ecart-type X	0	0	nc
Y moyen (mm)	0	0	nc
Ecart-type Y	0	0	nc
Etrier gauche (kg)	7,22	7,05	0,578
Etrier droit (kg)	7,01	6,82	0,8209
Somme étriers (kg)	14,22	13,87	0,6402
Différence étriers (kg)	-0,21	-0,23	0,95
LSK (mm)	17	15*	0,0005
Vitesse moyenne (mm/s)	1	1*	0,0005
Surface de l'ellipse (mm ²)	0	0	nc
LFS (mm ⁻¹)	595	812*	1,495 x10 ⁻¹⁰
QSE	4,24	4,31	0,578
QET%	21,75	21,14	0,4932

* différence statistique (p-value<0.05) entre YO et YF, la statistique analyse l'effet visuel

L'effet visuel influence les variables LSK, en moindre mesure la Vit_{moyenne} et le LFS, ce qui est confirmé par les normes de posturologie clinique. C'est pourquoi, on peut retrouver une différence significative sur Vit_{moyenne} et le LFS qui sont dépendants du LSK.

Le biais de notre outil ne permet pas une analyse fine autour de la valeur zéro en statique pour les autres variables liées à la composante selle, Tableau 16.

3.1.4.4 Comparaison test/retest

Nous nous posons la question si le comportement postural des cavaliers est différent entre les deux phases expérimentales.

Tableau 17 Comparaison des variables, Test/Retest

variables	Moyenne test	Moyenne retest
X moyen (mm)	0±0	0±0
Y moyen (mm)	0±0	0±0
Etrier gauche (kg)	8,09	7,55
Etrier droit (kg)	7,95	7,04*
Somme étriers (kg)	16,04	14,58*
Différence étriers (kg)	-0,13	-0,51*
LSK (mm)	17	16
Vitesse moyenne (mm/s)	1	1
Surface de l'ellipse (mm²)	0	0
LFS (mm⁻¹)	665	708
QSE	2,68	3,08*
QET%	24,30	22,13*
QRS	1	0,98

* différence statistique (p-value<0.05) entre test/retest, la statistique analyse la répétabilité de notre outil

Nous notons que toutes les moyennes concernant la plateforme de selle sont à 0. Volontairement nous ne faisons pas d'analyse au centième de mm sur ces valeurs. L'étrier droit perd presque 1 kg, donc nous retrouvons logiquement la même significativité sur la somme des étriers et sur la différence. On observe également une différence significative sur le QSE et le QET, due à la différence sur la somme des étriers. Il existe un effet correctif visuel qui se manifeste par une diminution des appuis sur les étriers. Le feed-back est un effet reconnu en rééducation.

3.1.4.5 Conclusion

L'analyse de la valeur '0' des X_{moyen} et Y_{moyen} , Tableau 13, 14, 16, nous oblige à conclure que notre plateforme de selle ne nous renseigne pas suffisamment et possède un biais supérieur à la valeur mesurée en statique. Par contre nous observons une stabilité quasi parfaite de l'ensemble de la population sur ces paramètres. Notre plateforme de selle est répétable.

Les valeurs obtenues par les capteurs d'étriers nous permettent une analyse en statique. Comme notre outil est à vocation d'analyse de la posture du cavalier sur un cheval mobile, nous étudions son comportement en dynamique.

Nous confirmons (Genthon, Vuillerme, Monnet, Petit, & Rougier, 2006) qui concluent que les mouvements du CoP sont inférieurs en position assise (mais avec une fréquence plus élevée). La position assise statique semble assez facile à maintenir avec des paramètres moindres que la station debout. Il semblerait au vu de ces résultats, que l'importance de cette phase statique apporte au clinicien des éléments pour analyser la posture du cavalier avant de commencer la phase dynamique. L'apport du facteur YO et YF est à prendre en compte pour qualifier le novice des autres groupes.

3.2 Détermination d'une norme posturale dynamique pour le cavalier

3.2.1 Introduction

L'objectif est de déterminer grâce à notre matériel si nous pouvons obtenir des indices concernant la posture dynamique du cavalier.

3.2.2 Méthodes

3.2.2.1 Protocole expérimental

Nous demandons à nos sujets de monter sur le cheval comme précédemment, avec le même protocole de réglage. Nous réalisons une session en condition statique du début (YO/YF); (i) 3 tests YO suivis de (ii) 3 tests YF soit 6 tests pour la session, suivie d'une session en condition dynamique (YO/YF); (iii) 3 tests YO suivis (iv) de 3 tests YF soit 6 tests pour la session, puis notre exercice en balancier global, suivie d'une autre session en condition dynamique de fin (YO/YF); (v) 3 tests YO suivis (vi) de 3 tests YF soit 6 tests, réalisant 18 tests au total,

Figure 58.

Grâce au constat effectué dans la partie 1.2 (le cheval et sa locomotion), nous réalisons la modélisation des fréquences pour le cheval mécanique. Elles sont pour le pas une fréquence de 1Hz, pour le trot 1.2Hz et pour le galop 1.6Hz. Nous utilisons une fréquence stabilisée moyenne de 1.4 Hz pour notre étude de la position assise en dynamique sur le cheval mécanique, couvrant ainsi une plage intermédiaire standardisée entre le trot et le galop.

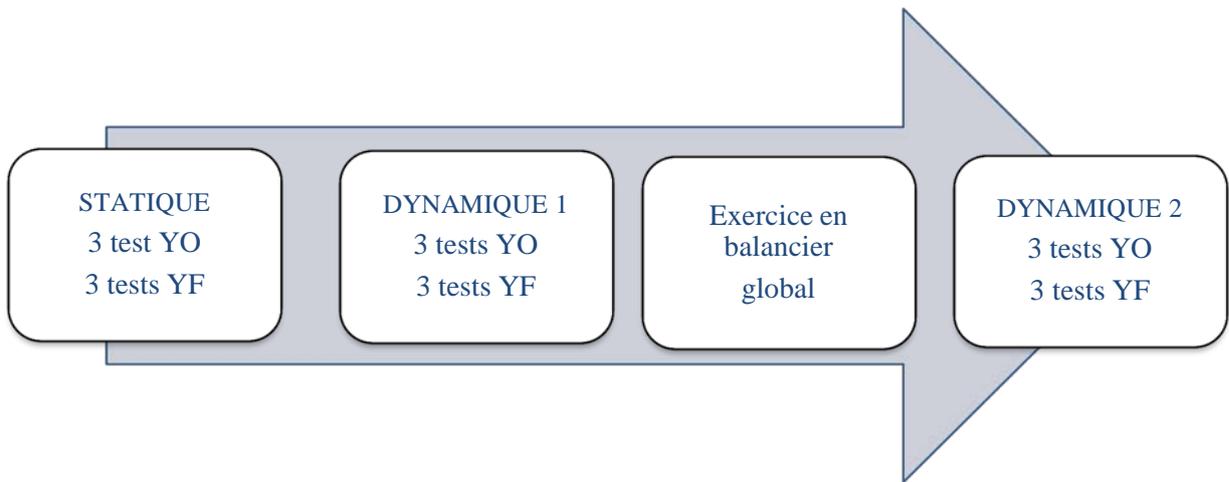


Figure 58 Synopsis de l'expérimentation

3.2.2.2 Méthodologie de recueil des données

Softs utilisés :

ADPC[®] STO[©], Excel[©], R. (Cfr annexe Programme d'analyse statistique avec le logiciel R.)

Soit un total de 18 observations par sujet, 6 informations électriques relevées (quatre pour les capteurs de selle et deux pour les étriers), 300 quotités par capteur, ce qui donne 1800 données électriques brutes à traiter par capteur. Ces éléments bénéficient d'une transformation électrique en données informatiques puis mathématiques pour obtenir 17 variables à exploiter. Nous analysons six indices biométriques.

Les variables retenues, la méthodologie d'analyse des données et la population sont les mêmes que précédemment.

3.2.3 Résultats

Tableau 18 Tableau de Norme dynamique par genre, YO et YF

Variables		Yeux ouverts			Yeux fermés		
		Global	Hommes	Femmes	Global	Hommes	Femmes
X moyen (mm)	Moyenne	0	0	0	0	0	0
	Ecart type	1	1	1	2	1	2
Y moyen (mm)	Moyenne	4	3	4	4	3	4
	Ecart type	6	6	6	7	7	7
Etrier gauche (kg)	Moyenne	8,97	11,47	7,81*	8,39	10,1	7,6*
	Ecart type	5,4	5,75	4,83	4,85	4,91	4,64
Etrier droit (kg)	Moyenne	9,05	11,5	7,92*	8,75	10,51	7,93*
	Ecart type	5,41	6,21	4,61	5,06	5,57	4,62
Total étriers (kg)	Moyenne	18,02	22,97	15,73*	17,14	20,61	15,53*
	Ecart type	10,58	11,69	9,23	9,7	10,2	9,08
Déséquilibre D/G (kg)	Moyenne	0,08	0,03	0,11	0,36	0,41	0,33
	Ecart type	2,19	2,55	2,03	2,05	2,49	1,83
LSK (mm)	Moyenne	2301	2196	2349	1833	1679	1904
	Ecart type	1579	1666	1544	1396	1393	1400
Vitesse moyenne (mm/s)	Moyenne	77	73	78	61	56	63
	Ecart type	53	56	51	47	46	47
Surface Ellipse (mm²)	Moyenne	126	143	118	100	72	113
	Ecart type	332	345	327	404	196	470
LFS (mm⁻¹)	Moyenne	104	131	92*	143	181	126
	Ecart type	102	123	89	140	170	121
QSE	Moyenne	2,96	2,27	3,28*	3,04	2,70	3,2
	Ecart type	3,06	2,43	3,27	2,64	2,58	2,67
QET%	Moyenne	27	31	25*	26	28	25
	Ecart type	0,15	0,17	0,14	0,15	0,15	0,15

* différence statistique (p-value<0.05) par rapport aux hommes, la statistique analyse le facteur genre

Tableau 19 Norme dynamique par expertise YO et YF

Variables		Yeux ouverts				Yeux fermés			
		Global	Non cavalier	Novice	Expert	Global	Non cavalier	Novice	Expert
X moyen (mm)	Moyenne	0	0	0	0	0	0	0	0
	Ecart type	1	1	1	1	2	2	1	1
Y moyen (mm)	Moyenne	4	3	3	5	4	2*	4*	5*
	Ecart type	6	7	5	4	7	8	7	4
Etrier gauche (kg)	Moyenne	8,97	12,38	7,39	5,73	8,39	10,95	7,23	5,93
	Ecart type	5,4	5,67	4,57	2,11	4,85	5,39	4,29	2,24
Etrier droit (kg)	Moyenne	9,05	12,28	7,68	5,87	8,75	11,32	7,71	6,17
	Ecart type	5,41	6,22	3,71	2,29	5,06	6,08	3,78	2,11
Total étriers (kg)	Moyenne	18,02	24,66	15,07	11,59	17,14	22,27	14,94	12,09
	Ecart type	10,58	11,58	8,08	4,16	9,7	11,23	7,81	4,1
Déséquilibre D/G (kg)	Moyenne	0,08	-0,1	0,29	0,14	0,36	0,37	0,48	0,24
	Ecart type	2,19	2,72	2,02	1,45	2,05	2,38	2,1	1,47
LSK (mm)	Moyenne	2301	2966*	2150*	1519*	1833	2337*	1552*	1399*
	Ecart type	1579	1795	1408	900	1396	1667	1198	864
Vitesse moyenne (mm/s)	Moyenne	77	99*	72*	51*	61	78*	52*	47*
	Ecart type	53	60	47	30	47	56	40	29
Surface Ellipse (mm²)	Moyenne	126	207*	106*	32*	100	151*	111*	19*
	Ecart type	332	424	331	33	404	446	529	16
LFS (mm⁻¹)	Moyenne	104	101	126	88	143	145	169	116
	Ecart type	102	112	123	55	140	156	163	78
QSE	Moyenne	2,96	1,57*	3,27*	4,59*	3,04	2,11*	3,36*	4,03*
	Ecart type	3,06	2,09	2,33	3,86	2,64	2,54	2,47	2,56
QET%	Moyenne	27	36*	23*	18*	26	33*	23*	19*
	Ecart type	0,15	0,18	0,1	0,07	0,15	0,18	0,12	0,06

* différences statistiques (p-value<0.05) et test post hoc entre NC novices experts, la statistique analyse le facteur expertise

3.2.4 Discussion

3.2.4.1 Analyse de la norme dynamique par genre

En dynamique, le genre marque une différence significative sur tous les paramètres concernant les étriers (YO et YF) sauf la différence d'étrier, alors que concernant la plateforme de selle, la différence significative ne se fait que YO sur le LFS.

Encore une fois le seuil de significativité est limite pour QSE et QET. Donc ne reste que le LFS, Tableau 18. En dynamique le genre influence moins les paramètres posturaux de selle que lors de la phase statique.

Il est à noter que le LSK montre des valeurs de l'ordre de 2000 mm, soit un déplacement du CoP de 2m en 30s sur la selle. A notre connaissance, c'est une donnée non calculée par nos prédécesseurs.

Tableau 20 QRS par genre

	Global	Hommes	Femmes	p-value
QRS	1,05 ± 0,59	1,08 ± 0,63	0,97 ± 0,5	0,423

Le QRS semble indifférent en dynamique en fonction du genre,

Tableau 20. Le QRS est plutôt un indicateur individuel qu'un indicateur collectif.

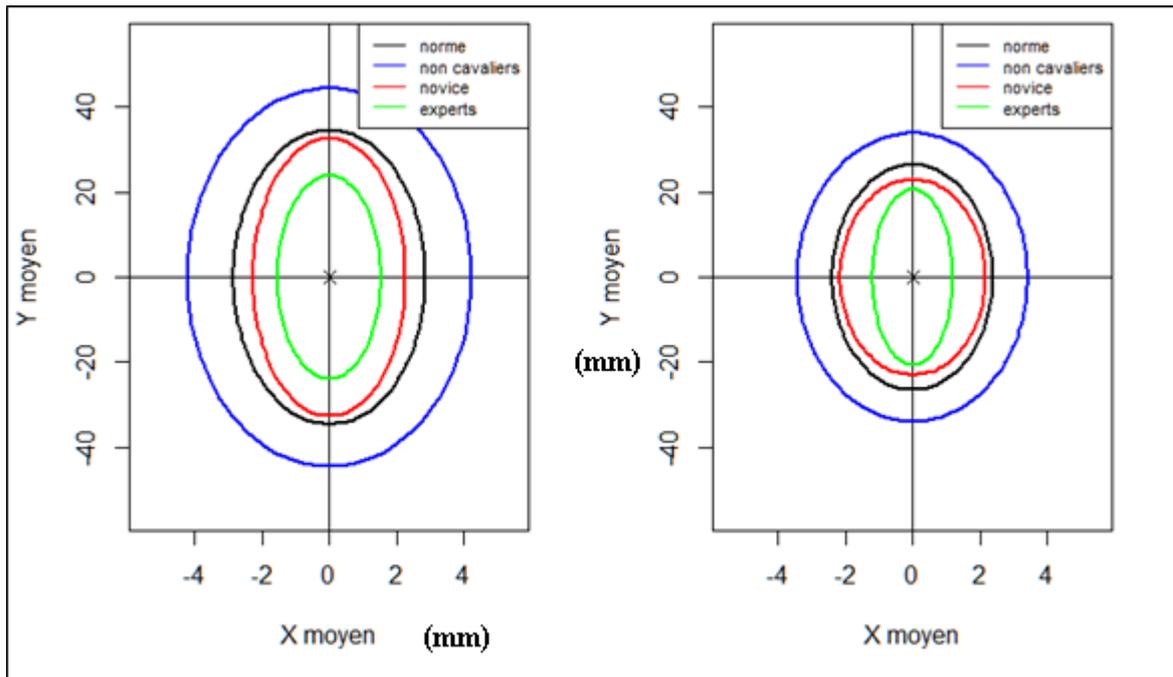
3.2.4.2 Analyse de la norme dynamique par niveau d'expertise

Le Y_{moyen} est influencé par l'expertise du cavalier, il maîtrise mieux l'amplitude du déplacement du CoP dans le sens antéropostérieur. Les paramètres LSK, $Vit_{moyenne}$ et SEL représentent bien la qualité des réactions d'équilibration en faveur de l'expert Figure 59. Les variables QSE et QET montrent aussi une différence quant à la stratégie utilisée, Tableau 19.

Tableau 21 QRS dynamique par expertise

	Global	Non cavaliers	Novices	Experts
QRS	1,05 ± 0,59	0,92* ± 0,42	1,19 ± 0,93	1,09 ± 0,23

Le QRS est significatif ($p=0.011$) par expertise, ce qui expliquera une stratégie différente, Tableau 21. Cette variable est à utiliser avec discernement puisqu'elle analyse le poids de l'entrée visuelle sur la posture assise. Elle qualifie le besoin du novice de ressentir le mouvement en se concentrant les yeux fermés.



Yeux ouverts

yeux fermés

Figure 59 Surface de l'ellipse à 90% par expertise, en mm

Nous observons, Figure 59, globalement la stabilité de cette différence significative entre les différents niveaux des cavaliers. Les non cavaliers (ellipse bleue) sont en dehors de la norme (ellipse noire), les experts (ellipse verte) sont les plus centrés. De plus, la SEL pour chaque niveau diminue entre YO et YF. Cette observation nous amène à analyser de façon significative les variables affectées par l'effet visuel.

3.2.4.3 Quelle variable est influencée par l'effet visuel

Pour analyser ce paramètre, nous moyennons l'ensemble des datas des deux phases dynamiques car les deux séries sont dépendantes.

Tableau 22 Effet visuel en dynamique

Dynamique	moyenne YO	moyenne YF	p-value
X moyen (mm)	0	0	0,7413
Ecart-type X	1	1	0,1224
Y moyen (mm)	5	6	0,5149
Ecart-type Y	8	7	0,27
Etrier gauche (kg)	7,82	7,68	0,8761
Etrier droit (kg)	8,22	8,33	0,322
Somme étriers (kg)	16,04	16,01	0,7413
Différence étriers (kg)	0,4	0,66	0,0783
LSK (mm)	2184	2016	0,3803
Vitesse moyenne (mm/s)	73	67	0,3803
Surface de l'ellipse (mm ²)	114	91*	0,0091
LFS (mm ⁻¹)	111	141*	0,0037
QSE	3,4	3,2	0,7366
QET%	24,56	24,46	0,7366

* différences statistiques (p-value<0.05) entre YO et YF, la statistique analyse l'effet visuel

Il existe une différence significative uniquement pour les paramètres SEL qui diminue et le LFS qui est augmenté YF. Pour analyser ce paramètre, nous moyennons l'ensemble des data des deux phases dynamiques car les deux séries sont dépendantes, Tableau 22, le cavalier mobilise différemment son CoP en dynamique YF. Cela démontre toute l'importance de la perception et du ressenti qui aident à la stabilisation dynamique de l'assiette du cavalier. Comme la seule variable réellement affectée est la SEL, alors pour le tableau récapitulatif de la norme dynamique, nous ne tiendrons pas compte de l'effet visuel. La prise en compte ne sera utile que pour une éducation ou une rééducation de cette entrée.

3.2.4.5 Récapitulatif de la Norme en dynamique

L'analyse des différentes normes statique et dynamique nous a permis de mettre en exergue l'importance de la norme dynamique. Cette norme est dépendante du genre et du niveau d'expertise. Nous allons établir un tableau récapitulatif qui tient compte (i) du genre, (ii) de l'expertise.

Tableau 23 Récapitulatif de la Norme Dynamique, par expertise et par genre

	Non cavaliers		Novices		Experts	
	Masculin	Féminin	Masculin	Féminin	Masculin	Féminin
X moyen (mm)	0±2	0±1	0±1	0±1	0±0	0±1
Y moyen (mm)	3±7	3±8	1±3	3±5	5±4	5±4
Etrier gauche (kg)	13,25±5,83	11,36±5,42	7,74±2,46	7,32±4,94	6,37±1,59	5,62±2,19
Etrier droit (kg)	13,17±6,40	11,24±5,96	8,56±3,69	7,49±3,75	6,02±2,01	5,84±2,36
Total étriers (kg)	26,41±11,91	22,6±11,08	16,3±5,90	14,81±8,54	12,39±3,52	11,47±4,29
Déséquilibre D/G (kg)	-0,08±2,84	-0,12±2,63	0,83±2,14	0,18±2,01	-0,35±0,85	0,22±1,52
LSK (mm)	2559±1815	3444±1685	1119±540	2370±1443	1522±835	1518±923
Vitesse moyenne (mm/s)	85±61	115±56	37±18	79±48	51±28	51±31
Surface Ellipse (mm²)	191±401	227±457	24±21	124±363	24±25	33±35
LFS (mm⁻¹)	135±129	61±71	143±147	123±120	98±60	87±55
QSE	1,68±2,41	1,43±1,70	3,29±2,02	3,27±2,43	4,2±1,87	4,65±4,11
QET (%)	36±17,70	36,6±17,70	21,1±7,01	23,3±10,90	17,3±4,80	18,1±6,80

Les valeurs relevées sont très petites pour les variables mesurées avec notre système de plateforme de selle. Les calculs statistiques sont réalisés au centième et bien que notre système soit stable, son biais ne nous autorise qu'une évaluation au mm. Si nous observons la variable X_{moyen} , tous sont centrés médio-latéralement, alors que sur la variable Y_{moyen} tous sont positifs, en appui sur l'avant en direction du pubis. Cela confirme notre observation lors de l'essai in situ.

Chapitre IV DISCUSSION

4.1 Analyse d'indicateurs particuliers

4.1.1 QSE & QET Recherche d'une valeur seuil

4.1.1.1 QSE

Pour le calcul de cette valeur seuil, nous utilisons le différentiel (masse totale de l'individu)-(masse relevée par la somme des étriers) pour déterminer la masse appliquée sur la selle. Les capteurs FSR sont sensibles à une force appliquée orthogonalement à leur surface. Or le capteur n'est pas positionné perpendiculairement à la verticale. L'analyse mathématique de décomposition des forces orthogonales appliquées sur les capteurs minimise la réalité de la force exercée ($p \times \sin\alpha$). C'est pourquoi nous privilégions l'information donnée par les étriers et la masse totale des cavaliers. Il existe (i) un phénomène de roulement antéropostérieur entre les fesses et la selle, et (ii) un glissement médio-latéral, de par la forme de la selle.

4.1.1.1.1 QSE analyse théorique

Le QSE est le rapport de la masse totale exercée sur la selle (donc la masse totale moins la masse appliquée sur les étriers) sur la masse totale appliquée sur les étriers. La masse moyenne des membres inférieurs est généralement de 31.96% de la masse totale (Tözeren, Human Body Dynamics, 2000). On a donc un QSE moyen de 2.129. La masse sur la selle étant logiquement de $100\% - 31.96\% = 68.04\%$ et $68.04/31.96 = 2.129$. Ce qui serait la répartition idéale théorique entre les appuis sur la selle et sur les étriers. On pourrait ainsi considérer qu'au-dessus de ce seuil, on aurait une stratégie dite de selle (qui appuie plus sur la selle que sur les étriers).

Tableau 24 QSE analyse descriptive

QSE	Moyenne	Minimum	Maximum
statique	$2,88 \pm 2,08$	0,73	20,99
dynamique	$3,34 \pm 2,88$	0,25	23,7

A la vue du tableau ci-dessus, Tableau 24, nous remarquons que le QSE est toujours au-dessus des seuils moyens théoriques. Cette valeur théorique n'est pas discriminante pour l'analyse de la répartition de la masse. D'autres facteurs de déperdition (dispersion) de masses sont à prendre en compte comme (i) l'appui des cuisses par exemple, (ii) la spécificité du

capteur FSR, ce qui entraîne ipso-facto une erreur non quantifiable pour le moment. Cette valeur théorique est abandonnée en l'état.

4.1.1.1.2 QSE analyse expérimentale

Cette analyse nous oblige à prendre la masse moyenne des individus ayant participé à l'expérimentation (ici 66.77 kg) et la masse moyenne sur chaque étrier (ici 14,96 kg). Ainsi, si l'on considère la totalité de nos données, le QSE moyen est de 3.46, cela signifierait que pour le $QSE > 3.46$, le cavalier utiliserait une stratégie dite de selle. A la lecture du tableau 25, quelques valeurs passent au-dessus de ce seuil (3.34 ± 2.88), nous conservons cette valeur expérimentale plus proche de la réalité, avec $n=120$.

4.1.1.2 QET analyse

Le QET est le rapport de la masse sur les étriers / masse totale du cavalier x 100. Il s'exprime en % pour le différencier du QSE. Si l'on considère la totalité de nos données, nous obtenons un QET de 22,4 %, cela signifierait pour une valeur > seuil, une stratégie dite d'étrier et dans le cas contraire, une stratégie de selle. Si l'on compare le QET à l'analyse théorique du QSE, les membres inférieurs représentant 31.96 % de la masse totale, nous ne sommes pas en accord avec cette analyse théorique. Nous conserverons la valeur 22.4 % qui est une valeur expérimentale avec $n = 120$.

Femke et al., en faisant une analyse comparative entre le trot enlevé et le trot assis, ont déterminé un quotient sans unité (force sur un étrier (N) / poids du cavalier (N)), utilisant les pics de forces relevés sur les étriers de 23 cavaliers (61 Kg en moyenne) avec 5 chevaux. En position assise, la valeur de ce pic de force est de 2.45 ± 0.24 et 0.38 ± 0.22 (Femke, et al., 2012). Cela nous conforte dans l'utilité de cette variable, sachant que nous utiliserons la moyenne de cette donnée. Nous serons capables, dans des études futures, d'analyser les pics de force aux différentes allures du cheval en utilisant la maxima relevée.

4.1.1.3 Répartition des individus dans leur stratégie en fonction QSE et QET

Nous répartissons nos individus en fonction de ces deux paramètres conditionnels combinés, $QSE > 3.46$, une stratégie dite de selle et $QET > 22.4\%$, une stratégie dite d'étrier.

Tableau 25 Stratégie Homme/Femme

Stratégie	Genre	Etriers	Selle
Statique	Hommes	24	14
	Femmes	33*	49*
Dynamique	Hommes	17	21
	Femmes	27*	55*

Le genre semble aussi influencer sur la stratégie adoptée (p-value = 0.0004). En effet, on observe proportionnellement beaucoup plus d'hommes adoptant une stratégie d'étriers que de femmes. Ceci est dû à la répartition de notre population qui montre une répartition équilibrée du genre chez les non cavaliers et une disproportion en faveur des femmes chez les cavaliers, sensés utiliser une stratégie de selle (Tableau 25).

Tableau 26 Stratégie en fonction de l'Expertise

Stratégie	Genre	Etriers	Selle
Statique	Non cavaliers	29	21
	Novices	13	21
	Experts	13	20
	Professionnels	2	1
Dynamique	Non cavaliers	30	20
	Novices	9	25
	Experts	5	28
	Professionnels	0	3

L'expertise semble aussi influencer sur la stratégie appliquée (p-value = 6.43e-05), Tableau 26. En effet, plus le niveau d'expertise est « faible », plus la stratégie adoptée semble être une stratégie étriers.

Nous conservons le QET et le QSE qui semblent être des bons indicateurs stratégiques.

Le QSE va servir pour le calcul d'un nouvel indicateur, le QRS.

4.1.2 QRS

Le QRS est le quotient visuel lié au QSE, c'est-à-dire le rapport QSE yeux ouverts, sur QSE yeux fermés. Ainsi :

- (i) si le QRS est proche de 1, cela signifie que l'individu a adopté la même stratégie en yeux ouverts et fermés. L'information oculaire n'influence pas la stratégie.
- (ii) si le QRS est supérieur à 1, cela signifie que le QSE yeux ouverts est plus élevé que le QSE yeux fermés. L'individu a eu tendance à adopter une stratégie en appui plus sur les étriers en yeux fermés, par rapport aux yeux ouverts. Il a besoin de ses yeux pour se stabiliser dans sa selle. L'entrée visuelle n'est pas perturbatrice.
- (iii) si le QRS est inférieur à 1, cela signifie que le QSE yeux fermés est plus élevé que le QSE yeux ouverts. L'individu a eu tendance à adopter une stratégie plus de selle, en yeux fermés, par rapport aux yeux ouverts. Il est plus dans la sensation de l'assiette yeux fermés. Nous en déduisons que l'entrée visuelle est peut être perturbatrice.

Tableau 27 QRS récoltés sur l'ensemble de l'étude

QRS	Moyenne	Minimum	Maximum
Statique	$1 \pm 0,25$	0,49	2,59
Dynamique	$1,1 \pm 0,51$	0,16	5,88

Les données semblent assez logiques à première vue, Tableau 27, un coefficient très proche de 1 avec un écart type assez faible dans le cas statique et un QRS supérieur à 1 dans le cas dynamique, avec un écart type plus important. Cette différence semble être significative (p -value = $8.8e-06$). Ce serait un bon indicateur de la stratégie utilisée en fonction de l'entrée oculaire. Nous conservons le QRS.

4.1.3 Quotient de Romberg (QR)

Le quotient de Romberg est le rapport entre les paramètres de surface dans les deux situations visuelles, yeux ouverts et yeux fermés (Njiokikjien, 1976). C'est le rapport entre la surface de l'ellipse obtenue les yeux fermés et celle obtenue les yeux ouverts, multiplié par 100.

Il semblerait y avoir un léger effet d'apprentissage au fur et à mesure, mais cette hypothèse est discréditée par la non significativité des différentes catégories (p -value =

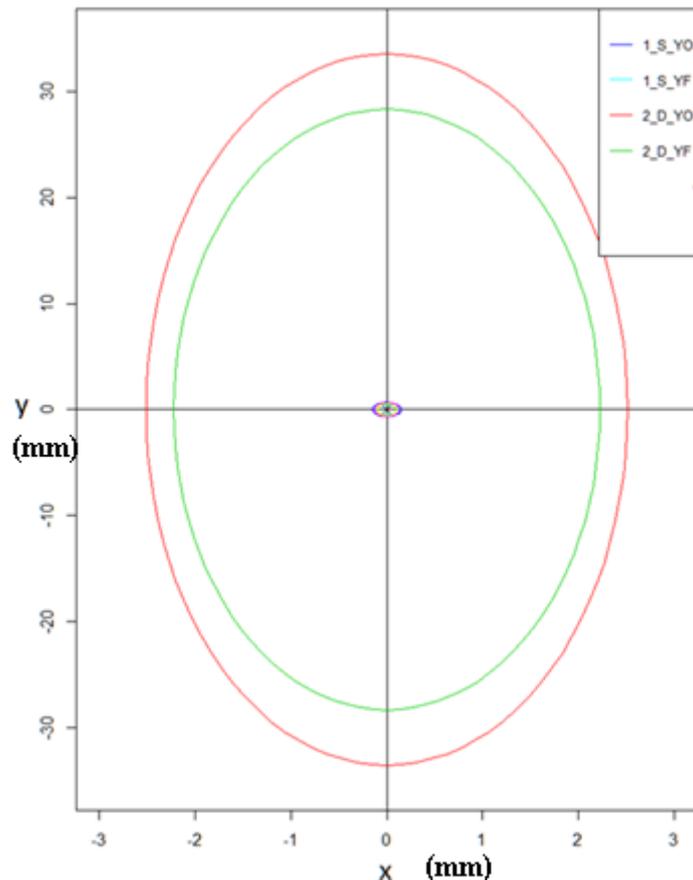
0.576). Ce quotient ne semble pas pertinent pour l'étude de l'assiette dynamique et/ou statique.

Nous observons également une non significativité pour le genre (p -value = 0.155), mais qui reste difficile à exploiter. La significativité est surtout biaisée par les experts, qui ont une valeur extrêmement élevée en statique, indiquant un changement de stratégie important entre l'exercice yeux ouverts et yeux fermés. Globalement, l'étude du QR semble relativement compliquée à exploiter. Nous confirmons la non pertinence de cet indicateur pour l'étude de l'assiette du cavalier en statique comme en dynamique. Nous ne conservons pas le QR.

4.1.4 SEL

Cette Figure 60 dévoile le peu d'amplitude de mouvement en statique (ellipses autour de l'origine) comparée à l'amplitude de la phase dynamique (ellipses rouge et verte), montrant la relativité de la valeur de l'analyse en statique. La valeur mesurée en statique est de l'ordre de la valeur du biais, c'est pourquoi nous attachons une importance particulière à la norme dynamique.

Le paramètre SEL monte tout son intérêt en dynamique puisqu'il est représentatif de la surface de déplacement du CoP et de sa stratégie de régulation. Comme ce paramètre est lissé à 90 %, il supprime des valeurs extrêmes qui pourraient ne pas être pertinentes, et semble plus adapté que la variable étendue de X ou de Y sur chaque axe. La surface de l'ellipse de confiance à 90%, détermine la stabilité ou l'instabilité du système postural fin. Alors qu'une grande surface montre une instabilité, une trop petite surface montre un sur-contrôle du système (Takagi, et al., 1985).



Ellipse dynamique (rouge YO et verte YF) et au centre ellipses en statique (YO YF)

Figure 60 Différence de la SEL statique/dynamique YO et YF

4.1.5 Analyse particulière à propos des autres variables utilisées

Le placement moyen du centre de pression, (X moyen pour le plan frontal et Y moyen pour le plan sagittal) détermine la symétrie droite/gauche et antéro-postérieure. C'est un marqueur de positionnement du CoP pour l'analyse de la symétrie en fonction de l'axe considéré. Etant donné la valeur du biais de notre outil, cette dimension est difficilement utilisable en statique. Par contre elle conserve toute sa validité en dynamique, tout comme la longueur du Statokinésigramme (LSK) longueur de la trajectoire, pour la mobilité du CoP.

La longueur du STKG rapporté à sa surface (ou LFS) est traditionnellement considérée comme la dépense d'énergie pour maintenir le CoP au-dessus de son bassin d'attraction. Nous pensons plutôt que le LFS représente l'effort effectué pour maintenir le centre du CoP en accord avec le centre de masse, ou l'instabilité relative. Ce serait plutôt un marqueur de la qualité réflexive du système postural ; hypo, normo ou hyper-réflexivité. Calqué sur un contexte clinique, cela pourrait marquer l'asthénie ou au contraire l'hyper-réflexivité du

système postural. En situation debout ce paramètre n'est pas l'expression linéaire d'une fonction qui unit la longueur à la surface. Les relations sont de formes exponentielles et varient YO et YF, chez adulte et chez l'enfant. Par ex, chez adulte les yeux ouverts ; $L = 396^{e^{0.0008S}}$. Comme nous ne connaissons pas les relations pour la position assise, nous nous contenterons de la simple relation Longueur et Surface du STKG. Nous pensons que ce complexe serait le reflet d'un état de tonicité du système neuro-végétatif et exprimerait la qualité de la réponse en fonction du système utilisé par le sujet : (i) soit des valeurs ralenties qui exprimeraient une utilisation orientée par le système parasympathique, (ii) soit une augmentation de ce paramètre qui exprimerait une utilisation du système orthosympathique pour la régulation. Une étude comparative entre la vitesse moyenne du Statokinésigramme et le « Physioner » de la société CODESNA (Mourot, 2015) qui analyse en temps réel l'électrocardiogramme et le système nerveux autonome d'un individu, permettrait certainement d'évaluer la réalité de ce paramètre. Serait-ce l'expression posturale du stress ?

Le paramètre vitesse moyenne du Statokinésigramme semblerait refléter l'état de ce complexe. La vitesse moyenne des déplacements, pour confirmer l'instabilité relative, semblerait être le critère le plus performant puisque indépendant. C'est une valeur brute. On pourrait imaginer un coefficient basé sur la vitesse. $Q_{vit} = V_{yf} / V_{yo} * 100$. Il permettrait aussi d'explorer l'entrée visuelle.

4.1.6 Effet apprentissage

4.1.6.1 Effet apprentissage entre le test 1 et le test 3 de chaque série

Avec une p-value > 0.05 pour tous les paramètres déterminants, il n'y a pas d'effet apprentissage à l'intérieur d'une même série, que ce soit en yeux ouverts ou yeux fermés, aussi bien en phase statique que dynamique. Nous aurions pu nous contenter d'un seul test, ce sera notre attitude de travail lors des stages d'analyse de la posture sur cheval mécanique.

4.1.6.2 Effet apprentissage entre avant et après exercice, en phase dynamique

Nous essayons d'analyser les conséquences posturales d'apprentissage probables par l'exercice et la méthode du balancier global. Nous n'analysons que la partie qui concerne l'étude dynamique avec les yeux ouverts conformément à nos déductions concernant l'effet visuel.

Tableau 28 Effet apprentissage avant / après exercice en balancier global YO

	Moyenne avant	Moyenne Après
X moyen (mm)	0	0
Ecart type X (mm)	1	1
Y moyen (mm)	4	7*
Ecart type Y (mm)	8	8
Etrier gauche (kg)	8,9	6,8*
Etrier droit (kg)	9,02	7,6
Somme étriers (kg)	17,91	14,39*
Différence étriers (kg)	0,12	0,8*
LSK (mm)	2319	2213
Vitesse moyenne (mm/s)	77	74
Surface de l'ellipse (mm²)	127	103
LFS (mm⁻¹)	103	114
QSE	2,98	3,93*
QEPT (%)	26,90	22,10*

* différences statistiques (p-value<0.05) entre avant et après l'exercice, la statistique analyse l'effet apprentissage

YO, il existe un réel effet apprentissage par l'exercice en balancier global, la différence significative sur le Y moyen (qui augmente de 3 mm), l'étrier gauche qui perd 2 Kg, la différence surtout sur les appuis des étriers qui diminuent (-3.5Kg). QSE et QEPT suivent logiquement. Les cavaliers se positionnent plus en avant dans la selle (Y_{moyen} à 7). Ce qui confirme l'expérimentation réalisée avec les cavaliers de dressage à Breuil.

4.1.7 Peut-on déterminer une 'Bonne Posture' ?

4.1.7.1 Approche par expertise

Cette approche par expertise serait de considérer que les experts ont une bonne posture et de voir à quoi correspond cette bonne posture. On prend donc les données des 36 experts (incluant les 3 professionnels), en dynamique. Voici par exemple un graphique représentant leur position moyenne sur la selle :

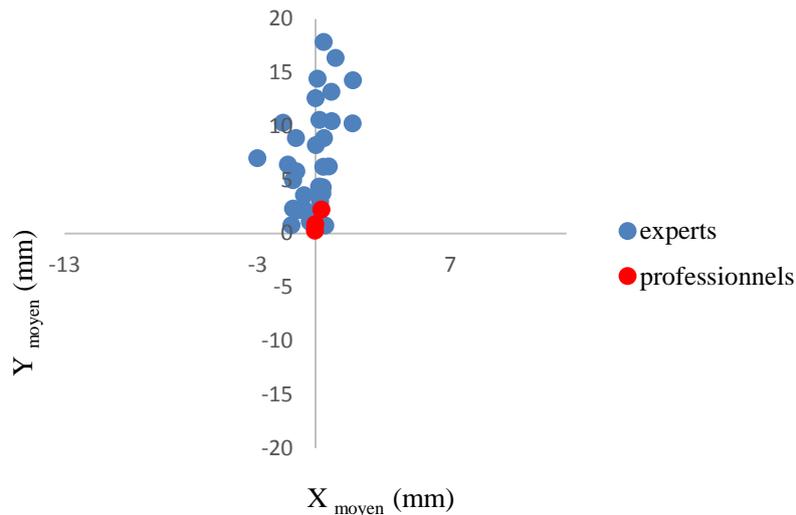


Figure 61 Position moyenne sur la selle des experts et professionnels

Les positions sont très disparates et pour certains très loin de l'origine. En effet, nous observons une dispersion moyenne (écart type) de 1.3mm sur X et 5.4mm sur Y, sachant que le point d'équilibre moyen des experts se situe à -0.1mm sur X et 6.5mm sur Y, avec un LSK moyen de 1554mm (1m55) et une surface d'ellipse de 60mm². La différence moyenne entre l'étrier droit et l'étrier gauche est également proche de 300g, Figure 61. L'ensemble de ces informations nous pousse à considérer que le fait d'avoir un expert ne garantit pas forcément d'avoir une bonne posture.

Une autre approche serait de considérer à présent uniquement les professionnels. Les données semblent être à présent plus logiques avec ce qui pourrait être une bonne posture. En effet, on a maintenant un X_{moyen} à 0.1mm et un Y_{moyen} à 1.1mm, avec un LSK de 527 mm et une surface d'ellipse de 7mm². Les professionnels sont beaucoup mieux centrés sur la selle que les experts. Cette approche reste très restrictive en ce qui concerne les paramètres retenus. En effet cela exclu tous les individus cavaliers qui ne sont pas professionnels. Or la bonne posture est aussi une donnée esthétique liée au liant existant entre le cavalier et le cheval. La nécessaire mobilité du cavalier sur la selle peut être paramétrée avec des valeurs moins exhaustives. Nous proposons une approche statistique.

4.1.7.2 Approche grâce à la statistique descriptive

L'approche statistique serait à l'inverse de définir les seuils des variables pour la 'bonne posture' et voir quels profils apparaissent. Par soucis de cohérence mathématique, nous modifions notre approche et retenons l'ensemble des personnes qui avaient en dessous en valeur absolue de la valeur du 1^{er} quartile, en dynamique, pour le X_{moyen} , le Y_{moyen} , la SEL,

le LSK et la différence de poids entre étrier droit et gauche. C'est-à-dire l'ensemble des personnes qui sont « meilleurs » que 75 % des individus de notre expérimentation pour l'ensemble de ces 5 variables retenues.

4.1.7.2.1 Approche au premier quartile

Tableau 29 Bonne posture au premier quartile

	Age (années)	sexe	Etriers (Kg)	IMC (Kg/m ²)	expertise
1	48	F	67.5	21.7	professionnel
2	50	F	76.5	23.1	professionnel
3	19	H	74.5	22.2	non cavalier
4	21	H	77.5	27.2	non cavalier

Quatre individus (4/120 = 3.3 % des individus) ressortent de la sélection du premier quartile. Ce sont deux femmes et deux hommes (deux professionnelles et deux non cavaliers), Tableau 29. Ce résultat de recherche est convenant dans le sens où nous y trouvons deux non cavaliers. C'est déjà la preuve que ce n'est pas que l'entraînement à cheval qui fait la bonne posture. Cette approche moins élitiste est malgré tout très perfectionniste au vu des valeurs retenues. Nous voulons une approche plus élargie correspondant à une réalité moins étriquée que 3 % des individus.

4.1.7.2.2 Approche avec la médiane

C'est-à-dire que les individus sont « meilleurs » que 50 % des individus de notre expérimentation dans ces 5 variables de façon simultanée. Ils doivent être « bons » dans les cinq paramètres en même temps. ($X_{\text{moyen}} < 0.5$ mm, $Y_{\text{moyen}} < 4.4$ mm, LSK < 1916 mm, SEL < 31, dif Etrier < 909g).

Tableau 30 Bonne posture à la médiane

	Age (années)	sexe	Etriers (Kg)	IMC (Kg/m ²)	expertise
1	23	H	77.5	27.7	novice
2	33	F	70.5	24.0	expert
3	23	F	72.5	24.2	expert
4	26	H	72.5	20.4	non cavalier
5	39	F	69.5	33.9	expert
6	24	F	68.5	21.1	non cavalier
7	48	F	67.5	21.7	professionnels
8	20	F	70.5	20.6	novice
9	47	H	76.5	23.4	novice
10	16	F	70.5	22.0	novice
11	23	F	66.5	20.7	expert
12	27	F	74.5	20.6	expert
13	50	F	76.5	23.1	professionnels
14	29	F	74.5	22.3	expert
15	19	H	76.5	22.2	non cavalier
16	40	F	67.5	25.4	expert
17	45	H	76.5	23.1	professionnels
18	25	F	73.5	25.5	expert
19	19	H	74.5	22.2	non cavalier
20	21	H	77.5	27.2	non cavalier

Nous obtenons 20 personnes (20/120 = 16.6 % des individus), incluant l'ensemble des 3 professionnels, 8 experts, 4 novices et 5 non cavaliers,

Tableau 30. Cette approche nous convient mieux pour déterminer le but à atteindre lors de nos exercices de perfectionnement. Cette approche convient intellectuellement car elle est la première étape qui caractérisera la réussite de nos stagiaires sur le cheval mécanique. Ces normes sont moins drastiques et élitiste que les approches précédentes et de ce fait plus facilement réalisables. Intellectuellement cette approche nous semble correspondre au mieux à l'attente de la bonne posture qui n'est pas la perfection. Bien entendu, rien n'empêche de tendre vers les valeurs de l'approche au premier quartile.

4.1.7.3 Conclusion

De notre démarche il en ressort deux méthodes d'analyse de la bonne posture qui sont complémentaires. La première utilisant l'affectation « meilleur que la médiane sur les cinq paramètres » et la deuxième « meilleur que le premier quartile sur les cinq paramètres ». Dans un système d'apprentissage équestre de très haut niveau, la première servant de tremplin pour aboutir à la deuxième. Voici les valeurs du premier quartile et de la médiane retenues pour trouver nos groupes d'individus.

Tableau 31 Premier quartile/médiane recherché

	X_{moyen} (mm)	Y_{moyen} (mm)	LSK (mm)	SEL (mm ²)	Différence (g)
1^{er} quartile	0.2	1.9	1041	9	442
médiane	0.5	4.4	1916	31	909

Ces valeurs seront utilisées pour déterminer nos normes de bonne posture lors des exercices 'bilan postural' sur cheval mécanique.

4.2 Analyse de la stratégie utilisée appliquée à une étude globale

4.2.1 Introduction

Au vu des résultats sur l'analyse des variables spécifiques, QSE et QET, nous essayons de déterminer et d'analyser les stratégies recensées lors de l'étude réalisée sur 120 individus. Notre objectif est d'analyser les indicateurs particuliers pour comprendre la stratégie utilisée par les expérimentateurs de notre étude. Ce chapitre est volontairement résumé et fera l'objet d'une publication détaillée dans une revue professionnelle.

Tous les paramètres de la partie méthode sont ceux décrits dans la partie précédente. Ne change que le protocole expérimental, Figure 62. L'analyse des data sera faite sur la moyenne globale de toutes les phases de l'expérimentation.

4.2.2 Protocole

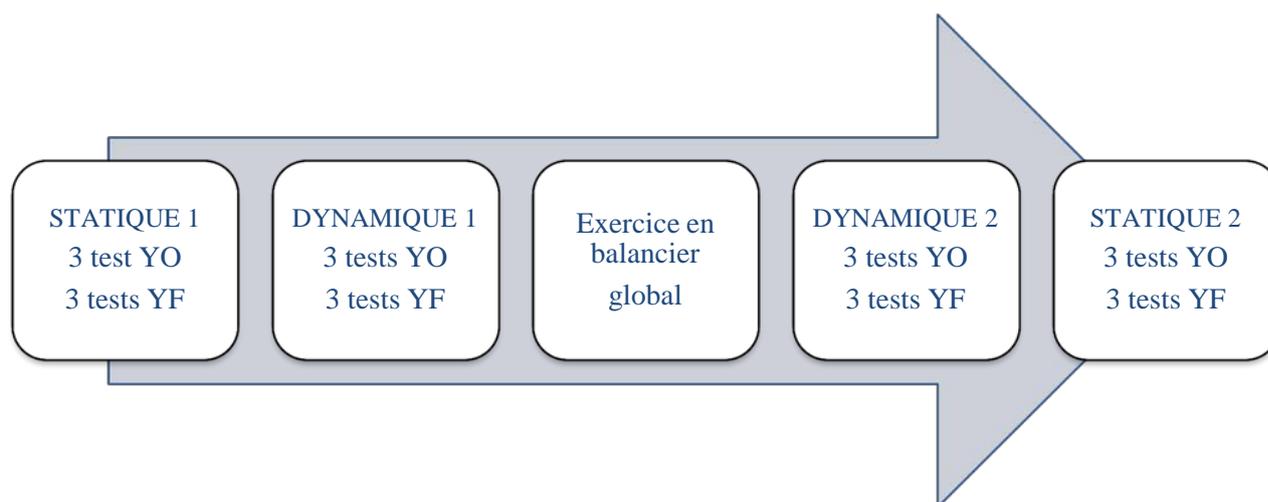
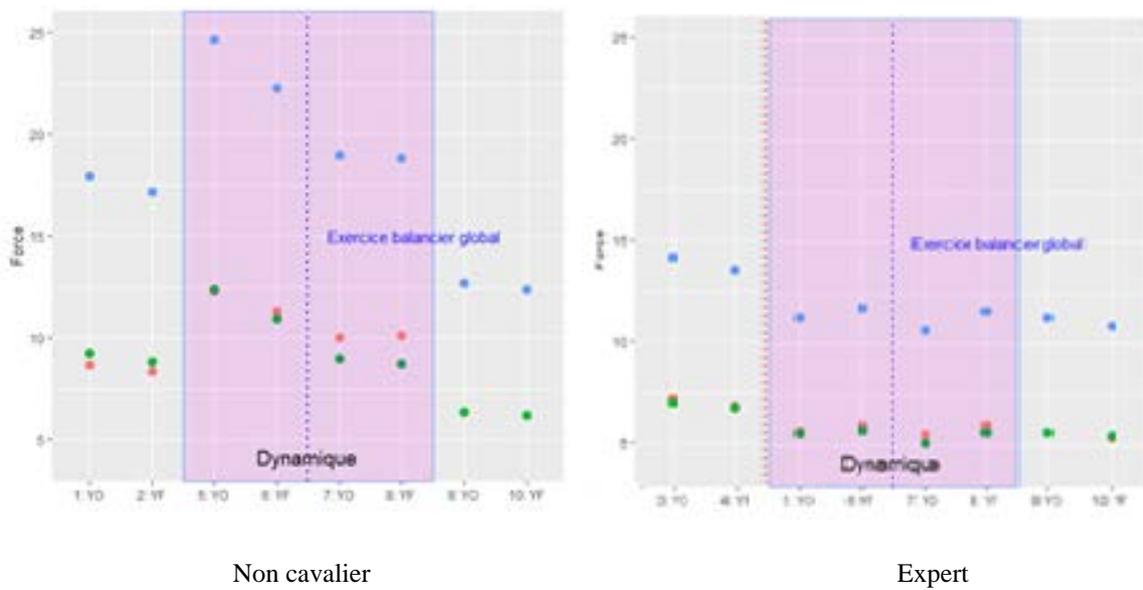


Figure 62 Déroulement de l'étude globale

4.2.3 Résultats

Les graphiques qui vont suivre (Figures 63 et 64) représentent la masse moyennée appliquée sur les étriers pendant la durée totale de l'expérimentation, de la phase statique initiale à la phase statique de retest.

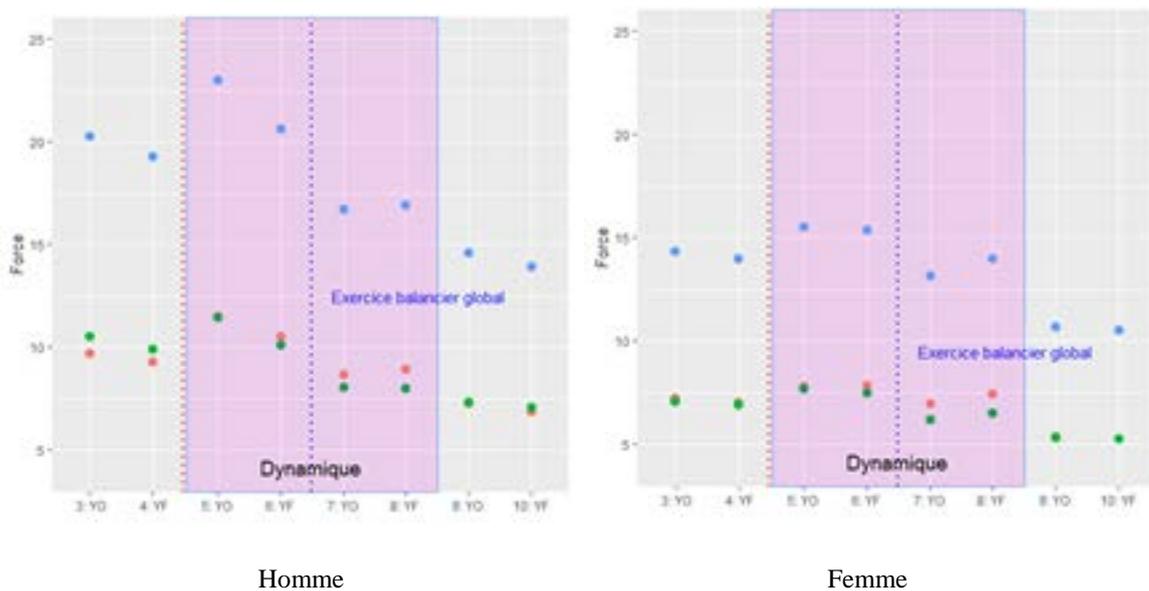
4.2.3.1 Par expertise



Les parties grisées représentent le temps des phases statiques, test, retest. La partie centrale violette représente la double phase dynamique. Au centre, en pointillé vertical bleu, le temps de l'exercice en balancier global. En rouge l'étrier droit, en vert l'étrier gauche et en bleu la somme des étriers.

Figure 63 Masse appliquée sur les étriers par étape, Non Cavalier / Expert

4.2.3.2 Par genre



Les parties grisées représentent le temps des phases statiques, test, retest. La partie centrale violette représente la double phase dynamique. Au centre, en pointillé vertical bleu, le temps de l'exercice en balancier global. En rouge l'étrier droit, en vert l'étrier gauche et en bleu la somme des étriers.

Figure 64 Force appliquée sur les étriers par étape Hommes / Femmes

4.2.4 Discussion

Ce graphique Figure 63, nous permet de bien identifier les stratégies utilisées globalement par les individus en fonction de l'expertise. Nous remarquons qu'en moyenne, à chaque début de série les appuis sont plus importants sur les étriers pour diminuer progressivement. Le passage en dynamique est bien différencié, avec une forte augmentation globale des appuis sur les étriers. Entre les phases 1 et les phases 2, en statique et en dynamique, les cavaliers semblent changer de stratégie en appuyant moins sur les étriers. Nous constatons en phase 2 dynamique un léger déséquilibre en appui sur l'étrier droit (rouge). Il existe bien une stratégie différente en fonction de l'expertise.

Globalement, Figure 64, les femmes ont des appuis plus légers sur les étriers que les hommes. Il est clair qu'il existe bien une stratégie liée au genre. Bien que le comportement semble être le même, (diminution progressive de la force appliquée sur les étriers), il existe un appui moindre pour les femmes certainement lié à la différence de masse. Nous observons une amplification du phénomène, à savoir le déséquilibre important sur l'étrier droit en phase 2 dynamique. La répartition n'est pas homogène, ($n = 86$ non cavaliers et novices) et ($n = 34$ experts), plus de femmes que d'hommes, cela explique certainement ce déséquilibre.

4.2.4.1 Stratégie par étape en fonction des indices particuliers

Avant de définir une quelconque stratégie, on peut déjà se poser la question de la significativité de ces résultats par rapport aux différentes catégories que nous considérons (non cavaliers, novices, experts et professionnels) : c'est-à-dire, est-ce que le fait qu'un individu appartient à une catégorie en particulier, influe sur son QSE, QRS et QET ?

Nous lançons les analyses statistiques et le résultat du test donne le QSE ($p\text{-value} < 2.2e-16$), le QET ($p\text{-value} < 2.2e-16$) et le QRS ($p\text{-value} < 1.86e-05$). Ces trois variables sont influencées par l'effet expertise, pour chaque catégorie.

Tableau 32 Stratégies en fonction de l'expertise

Étapes	Stratégies			
	Non cavaliers	Novices	Experts	Professionnels
Statique	<ul style="list-style-type: none"> - Appui sur les étriers avec un effet d'apprentissage (de 26.5% à 23.3% du poids total) - Déséquilibre à gauche +1.2kg . - QSE très faible et en augmentation (de 1.29 à 2.73) - stratégie étrier - QRS proche de 1 	<ul style="list-style-type: none"> -Appui léger sur les étriers avec un effet d'apprentissage (de 24.4% à 20.6% du poids total) - Stabilité droite/gauche - QSE proche de la moyenne et en augmentation (de 3.61 à 4.48) - stratégie selle - QRS proche de 1.62 	<ul style="list-style-type: none"> - Appui plus faibles sur les étriers avec un effet d'apprentissage (de 22.3% à 20.6% du poids total) - Stabilité droite/gauche - QSE élevé et en augmentation (de 3.93 à 4.54) - stratégie selle - QRS proche de 1 et constant 	<ul style="list-style-type: none"> - Appui assez faible sur les étriers avec un effet d'apprentissage (de 22.5% à 24.1% du poids total) - Stabilité droite/gauche - QSE faible et en diminution (de 3.54 à 3.19) -stratégie étrier - QRS proche de 1 et constant
Dynamique	<ul style="list-style-type: none"> - Appui très important sur les étriers avec un effet d'apprentissage évident (de 36.3% à 28.6% du poids total) - Déséquilibre à gauche, surtout après EBG (+200g en moyenne +1.2kg après). - QSE faible en légère augmentation (de 2.56 à 3.66) - Stratégie étrier - QRS légèrement élevé (1.18) pour passer à 1 après EBG 	<ul style="list-style-type: none"> - Appui moyen sur les étriers sans effet d'apprentissage (de 22.9% à 19.2% du poids total) - Déséquilibre à droite après EBG (+400g et +700g après) - QSE proche de la moyenne et en augmentation (de 4.27 à 5.16, 5.78 après EBG - Stratégie selle - QRS élevé de 1.55 ensuite à 1 après EBG 	<ul style="list-style-type: none"> - Appui très faible sur les étriers (de 17.3% à 18.3% du poids total) - Déséquilibre à droite (+300g en moyenne) - QSE très élevé sans effet d'apprentissage (5.85 yeux ouverts et 5.19 yeux fermés) - Stratégie selle - QRS légèrement élevé (1.19 à 1.12) 	<ul style="list-style-type: none"> - Appui sur les étriers avec un effet d'apprentissage évident (de 26% à 19.7% du poids total) - Stabilité droite/gauche - QSE faible en légère augmentation (de 3.08 à 4.2) avec un pic après EBG (5.37) - Stratégie étriers/selle - QRS important (1.31) pour passer en dessous de 1 après EBG (0.91)
Statique	<ul style="list-style-type: none"> - Appui plus léger sur les étriers, avec un effet d'apprentissage évident après les deux phases précédentes (18.3% du poids total) - Stabilité droite/gauche - QSE un peu plus proche de la moyenne (de 5 à 5.22) - Stratégie selle - QRS proche de 1 	<ul style="list-style-type: none"> - Appui moyen sur les étriers, stables (17.8% et 17.5% du poids total) - Stabilité droite/gauche - QSE légèrement élevés (de 5.61 à 5.82) - Stratégie selle - QRS proche de 1 	<ul style="list-style-type: none"> - Appui moyen sur les étriers, stables (18.1% et 17.4% du poids total) - Stabilité droite/gauche - QSE un peu en dessous de la moyenne (de 5.02 à 5.19) - Stratégie selle - QRS proche de 1 	<ul style="list-style-type: none"> - Appui très faible sur les étriers (de 14.7% à 16% du poids total) - Stabilité droite/gauche - QSE très élevé, notamment sur la phase yeux ouverts (7.08 et 5.68) - Stratégie selle - QRS plus élevé que la moyenne (1.21)

Le comparatif final statique du Tableau 32 montre une uniformisation des différentes catégories. Appuis légers et équilibrés avec une stabilité droite/gauche sur les étriers, une stratégie de selle et un QRS proche de 1. Le QSE YO élevé des experts reste inexplicable sans analyse individuelle. L'ensemble de notre population utilise une stratégie de selle à la fin de l'expérimentation. Nous allons analyser les différents mécanismes d'équilibration pour tenter d'expliquer cette modification stratégique en fonction de l'apprentissage. Cette partie fera l'objet d'un article dans une revue professionnelle. Cfr annexe 3

4.3 Discussion générale

4.3.1 Introduction

L'objectif de notre recherche était de créer un appareillage performant, peu onéreux, mobile et utilisable partout de manière à pouvoir analyser l'interaction cavalier / cheval. Il est basé sur l'analyse des forces exercées à la fois sur la selle et sur les étriers. Le matériel est orienté (i) pour une étude statique et dynamique en laboratoire, (ii) pour une étude in situ du couple cavalier / cheval.

4.3.2 Plateforme de selle

Dans la partie validation, nous avons réussi à choisir et valider les capteurs de selle type FSR. Le résultat montre des capteurs adaptés à ce que nous désirions, de faible coût, souples pour l'adaptation à notre contrainte de forme entre le bassin et la selle, d'une faible épaisseur et d'une taille correspondant à nos appuis. Ils sont peu sensibles aux vibrations, aux frictions et à la température, avec une plage de mesure de 0 à 19 Kg, passif avec une durée de vie > plusieurs millions de sollicitations. Nous avons étudié et validé leurs profils et leurs comportements au-delà de leur capacité, nous connaissons leurs faiblesses et leurs limites, ils sont adaptés à notre outil. Nos résultats nous permettent de les utiliser pour le calcul des variables retenues (CoP et ses dérivées), de même que pour nos nouveaux indices (QSE, QET). Le CoP de notre étude est caractérisé par les variables X_{moyen} , Y_{moyen} , (et leur écart type respectif), LSK, SEL, Vit_{moyenne} , LFS issues de la littérature sur l'analyse posturale en position debout. Pour le moment, la littérature équestre se limite à l'utilisation des variables (Etendue de X et de Y) qui caractérisent le CoP. La position du CoP est calculée sur la base de l'amplitude et de la répartition des forces appliquées sur un tapis capteur de pression et permet le calcul de l'amplitude et de la vitesse du déplacement du CoP. Ces paramètres fournissent une base pour comprendre les implications des variations qui peuvent être créées pendant l'équitation sur le contrôle postural du cavalier (Flores, et al., 2015). Ils analysent ces paramètres sur les deux axes en utilisant un tapis CONFORMat, model 5330 (1024 capteurs, 2.17 cm² chaque, 5 psi max, 32 colonnes et 32 lignes, 100 Hz) afin (i) d'étudier le comportement de différentes surfaces (sable, herbe, asphalte) et (ii) l'impact sur les pressions mesurées cette fois non pas sous mais sur la selle, comme l'avait recommandé Janura et al en 2009. Vingt-deux cavaliers expérimentés (30 ± 7 ans) participèrent à l'expérimentation. L'amplitude et la vitesse du déplacement du CoP sur les deux axes montrent (i) une différence

significative ($p < 0.05$) en fonction de la surface du terrain et (ii) une différence non significative en fonction des indices biométriques des cavaliers. La variable étendue du CoP, ainsi que d'autres variables cinétiques, ont été utilisées pour différencier l'influence probable de la forme de trois selles sur la répartition des pressions sur le dos de 12 poneys Islandais avec deux vitesses de déplacement au tölt (en dynamique) et recueillies grâce à un tapis Pliance Novel (MSA600, 60 Hz) (Ramseier, et al., 2013). Leurs résultats montrent une variation significative ($p < 0.05$) sur les deux axes en fonction de la selle utilisée et en fonction de la vitesse de l'allure, respectivement (i) pour l'allure 1 ; $X_{\text{étendue}} 45 \pm 8$ mm, 40 ± 8 mm, 30 ± 8 mm et $Y_{\text{étendue}} 26 \pm 5$ mm, 24 ± 4 mm, 21 ± 3 mm et (ii) pour l'allure 2 ; $X_{\text{étendue}} 36 \pm 12$ mm, 40 ± 11 mm, 28 ± 10 mm et non significative sur $Y_{\text{étendue}} 16 \pm 4$ mm, 15 ± 3 mm, 16 ± 4 mm. Dans cette étude, nous observons que l'étendue du CoP est plus importante sur l'axe médio-latéral que sur l'axe antéropostérieur, inversement à notre étude. Par contre les valeurs de l'étendue sont de même ordre. Bien que le tölt et le trot soient des allures similaires, elles utilisent respectivement (i) l'alternance du posé d'un latéral sur l'autre pour le tölt et (ii) l'alternance d'un diagonal sur l'autre pour le trot. Cela pourrait expliquer la différence observée entre les deux études, cette différence pouvant être la signature de l'allure considérée. D'après ressenti de cavalier, le tölt est (i) une allure spécifique à une race de chevaux et (ii) très confortable pour le cavalier. La variable CoP est aussi utilisée par Clayton en comparant 4 cavaliers sains à 4 cavaliers présentant une atteinte cérébrale. L'allure du pas est utilisée pour analyser le CoP sur un même cheval de petite taille (1.40m et 422 Kg). Le matériel utilisé est un tapis Pliance Saddle System, Novel, (256 capteurs de 9.375 cm^2 , répartis en 8×16 colonnes, en deux nappes de part et d'autre du dos du cheval) pour analyser la répartition des forces sous la selle. Sur une analyse de 10 secondes, ils conservent les extremums dans les deux plans. Leurs résultats montrent (i) que l'amplitude de mouvement du CoP dans les directions antéropostérieure et médio-latérales ainsi que (ii) la vitesse du CoP dans la direction médio-latérale étaient significativement ($p\text{-value} < 0.05$) plus grandes chez les cavaliers avec la paralysie cérébrale. De plus l'analyse du CoP est déterminante pour mettre en évidence une caractéristique individuelle (Clayton, et al., 2011). Notre vitesse moyenne issue du LSK est de l'ordre de $75 \pm 55 \text{ mms}^{-1}$, comparée aux données de Clayton pour les cavaliers sains : (i) antéropostérieur $191.8 \pm 59.1 \text{ mms}^{-1}$ et (ii) médio-latéral $69.3 \pm 7.4 \text{ mms}^{-1}$. Nos valeurs semblent d'un même ordre de grandeur. Par contre l'utilisation du CoP est discriminante dans l'analyse de la progression du novice, et du cavalier en général. Quatre femmes en bonne santé (22.75 ans, 59.75 Kg, 167.25 cm) sans expérience équestre,

bénéficient d'un apprentissage de cinq leçons en deux semaines. Les datas sont recueillies avec un tapis Pliance Novel, (30 Hz, 224 capteurs, 3.2×2.5 cm, 16 lignes, 24 colonnes) au début et à la fin de l'expérience. Les pressions maximales sous la selle et la variation du CoP (sur les deux axes) à des instants précis de la pose de chaque sabot furent relevées. Les déviations du CoP diminuent sur les deux axes ($p < 0.05$) au fur et à mesure de la progression des leçons. L'écart type de ces déviations diminue respectivement de 1.19 à 0.977 cm sur l'axe antéropostérieur et de 0.650 à 0.551 cm sur l'axe médio-latéral (Janura, et al., 2009). Nous observons, comme Janura et al, dans nos résultats sur la norme dynamique, que (i) le mouvement sur l'axe antéropostérieur est plus ample que sur l'axe médio-latéral, de même que (Clayton, et al., 2011), et (ii) que les groupes novices et experts possèdent des déviations de leur CoP moindres que le groupe non cavalier. L'augmentation de la vitesse de déplacement du CoP sur l'axe médio-latéral est discriminante pour analyser les troubles posturaux majeurs, comme les paralysies cérébrales (Jeffcott, et al., 1999). Dans la détermination d'une norme posturale, nous utilisons ce paramètre sous la forme vitesse moyenne de l'ensemble du déplacement du CoP, tous axes confondus.

De toute évidence, l'analyse du CoP, grâce à l'utilisation des tapis capteurs de pression installés sous la selle, ne permet pas de différencier les forces exercées sur les étriers et celles exercées sur la selle. Les étriers sont attachés sur la selle par l'intermédiaire des couteaux, et dès que l'on capture la pression sous la selle, l'appui sur les étriers devient un biais pour l'analyse de la posture du cavalier. Il est nécessaire d'analyser l'information donnée par le cavalier. Or le cavalier repose sur la selle, elle-même reposant sur un tapis et les pieds reposent sur les étriers. Chaque élément en interface entre le cavalier et le cheval (la selle, les étriers, le tapis) doit être analysé séparément afin de connaître leur effet isolé sur la variable CoP (de Cocq, et al., 2009). C'est ce que réalise notre outil en différenciant les appuis du cavalier sur la selle et sur les étriers. Nous mettons en évidence la nécessité d'avoir une méthodologie d'analyse du CoP commune afin de pouvoir mutualiser ou comparer nos résultats.

4.3.3 Capteurs d'étriers

Dans la partie validation, nous avons réussi à choisir et valider les capteurs d'étrier. Le résultat montre des capteurs adaptés à ce que nous désirions, faible coût, le plus petit ou plat possible, peu sensibles aux vibrations, aux frictions et à la température avec une plage de mesure de 0 à 100 Kg, avec une surcharge possible et pouvant être alimentés par une tension de 5 V. Nous avons étudié leur profil avec une étendue de force (0 à 1500 N) afin de vérifier

leur adaptation à la plage d'utilisation nécessaire. Nous utilisons les variables (Etrier droit, Etrier gauche, Somme des étriers et Différence) pour analyser le comportement des cavaliers. (Femke, et al., 2012) utilisent une jauge (WMC-250 1112 N, 250lb, soudée sur la partie supérieure de l'étrier (Figure 65), avec un convertisseur AD NI usb 6248 pour mesurer la pression exercée sur les étriers. La partie vidéo est dédiée à une JVC (25 Hz, GZ-MG505E). L'analyse vidéo est utilisée pour déterminer les positions hautes et basses des cavaliers. Ils synchronisent les étriers avec un tapis capteur de pression (Pliance System, Novel, 50 Hz.). Pendant l'expérimentation une jauge sur un étrier lâche, ce qui ne permet pas l'analyse comparative droite / gauche, ni de connaître la totalité des forces exercées sur les étriers. Ils sont contraints à une analyse partielle, en position assise comme en position enlevée. Notre matériel amovible utilise un dynamomètre indépendant de l'étrier ce qui assure le remplacement rapide en cas de ce genre de désagrément. Par contre, ils confirment que l'étrier est attaché à la selle, et que les forces exercées sur les étriers se retrouvent sous la selle, sur le dos du cheval.



Figure 65 Etrier et jauge soudée (Delta) Femke, 2012

4.3.4 Référentiel

Les principes d'une norme sont nouveaux dans le monde de l'équitation. Une norme existe, celle du repérage des différents plans et axes sur le cheval. Cette norme est utile pour comprendre le déplacement du CoP en fonction des axes, Figure 66.

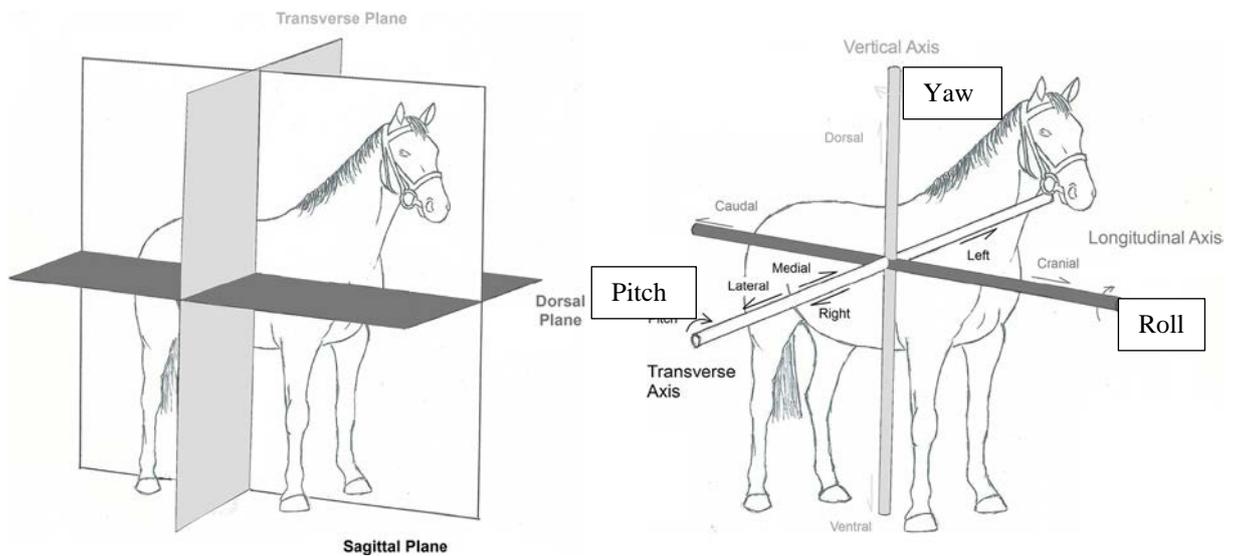


Figure 66 Terminologie des mouvements, plans et axes chez le cheval (Clayton & Hobbs, 2017)

La Figure 67 synthétise nos résultats sous la forme d'un arbre décisionnel d'aide à la classification du cavalier en fonction de ses scores dans les variables retenues. C'est un nouvel outil de travail (cheval mécanique, 1.4 Hz) pour l'étude de la posture qui, à ce jour et à notre connaissance, n'existe pas dans la littérature équestre. Il sert de référence à ce que nous serions en mesure d'attendre d'un ou d'une cavalière en fonction de son expertise.

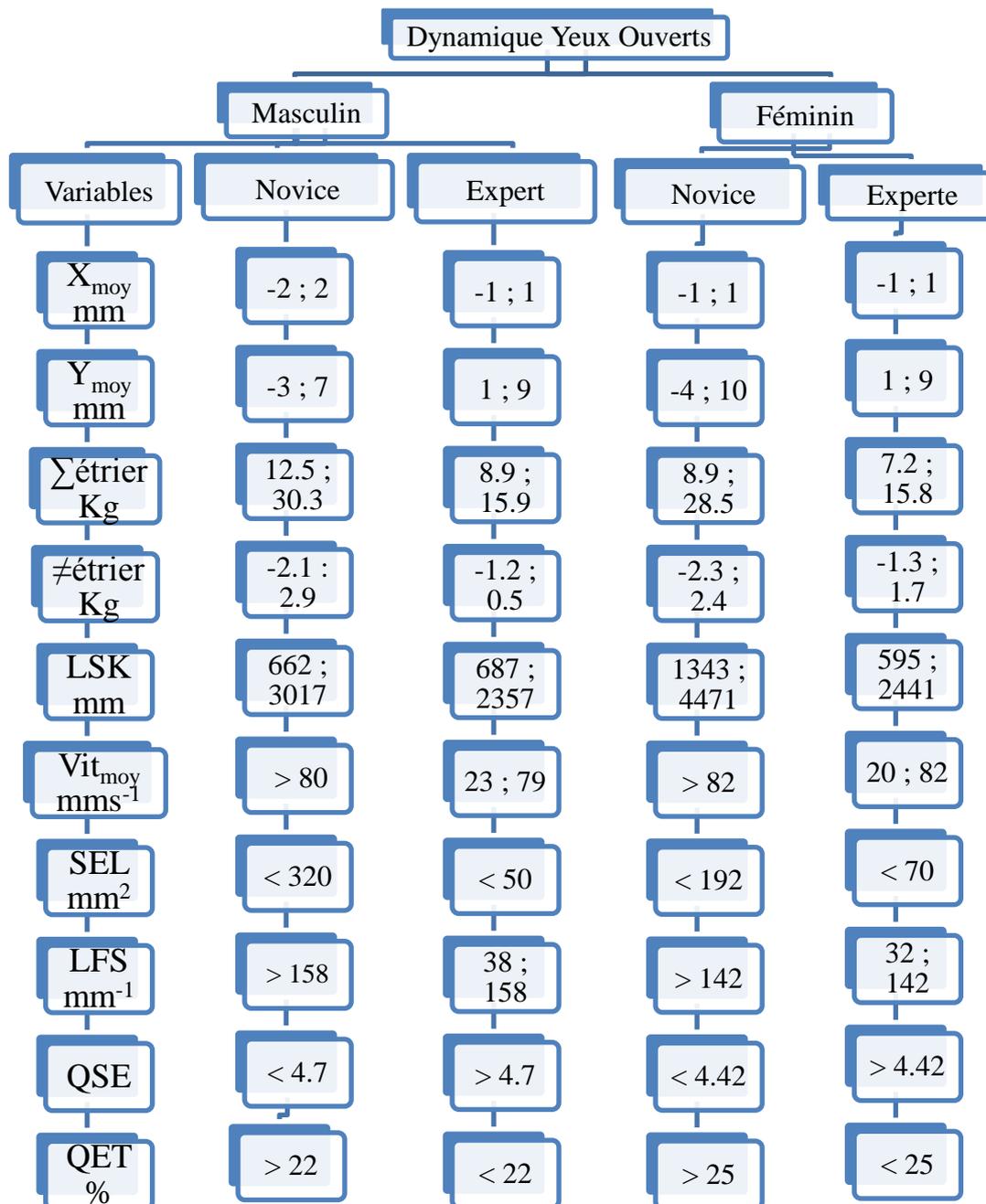


Figure 67 Arbre de classification pour le travail sur cheval mécanique à la fréquence 1.4 Hz

4.3.5 Analyse de l'effet IMC

Comme l'ampleur de la force appliquée sur le dos du cheval augmente avec le poids du cavalier et peut influencer son comportement (Jeffcott, et al., 1999) (de Cocq, et al., 2006) (de Cocq, et al., 2009), nous avons analysé l'effet du facteur IMC sur l'ensemble de nos variables. Le tableau 33 montre les variables affectées par l'effet IMC.

Tableau 33 Variables affectées par l'effet IMC

	Global	1	2	3	4
X moyen (mm)	0±1	1±1	0±1	0±1	0±1
Y moyen (mm)	4±6	0±6	4±6	2±4	2±3
Etrier gauche (kg)	9±5	8±6	9±5	10±5	10±6
Etrier droit (kg)	9,05±5.41	7,57±4.83	8,5±5.48	10,59±5.5	10,44±4.27
Total étriers (kg)	18,02±10.58	15,37±10.39	17,14±10.81	20,45±10.14	20,63±9.88
Déséquilibre D/G (kg)	0,08±2.19	-0,23±1.31	-0,14±1.84	0,74±2.92	0,25±2.92
LSK (mm)	2301±1579	3748±1539	2504±1596	1639±1235*	1238±965*
Vitesse moyenne (mm/s)	77±53	125±51	83±53	55±41*	41±32*
Surface Ellipse (mm²)	126±332	317±781	106±218	91±260	246±653
LFS (mm⁻¹)	104±102	97±77	103±111	113±96	92±52
QSE	2,57±1.68	2,51±2.39	2,33±1.37	2,96±2.05	3,51±1.83
QET	0,25±0.09	0,28±0.23	0,25±0.08	0,23±0.09	0, ±0.062

* différence statistique (p-value<0.05) entre les classes d'IMC et les variables, la statistique analyse le facteur IMC, [1 = maigre (<18.5), 2 = normal (18.5-24.99), 3 = surpoids (≥25), 4 = obèse (≥30)] Kg/m²

En statique les variables de positionnement de selle et d'étrier ne sont pas influencées (p>0.05), seules les variables LSK et Vitesse moyenne sembleraient affectées (p=0.049). Comme les p-values sont très proches de la valeur de significativité nous ne pouvons conclure avec certitude sur l'effet IMC.

Par contre, en dynamique, les variables LSK et Vitesse moyenne sont affectées (p=0.001), ces valeurs sont plus petites, cela démontre une meilleure stabilité pour les cavaliers ayant un
IMC > 25 Kg/m², comme montré au

Tableau 33. L'explication probable serait liée à l'abaissement du centre de masse des cavaliers avec un indice 3 et 4. Cet abaissement se traduirait par une diminution de sa distance avec la selle et réduirait les risques de déstabilisation en maintenant le centre de masse en accord avec le CoP, cfr annexe 3. L'autre explication serait liée à une altération de la fréquence de fonctionnement du cheval mécanique par effet masse. Nous ne l'avons pas testé pour des masses > 90 Kg. Maintenant la dispersion de nos valeurs autour de la moyenne ne permet pas de conclure collectivement à un réel effet IMC, nous observons une tendance. Seule une analyse de la variation individuelle de cet indicateur semble efficace.

4.3.6 Analyse de l'effet expertise

La comparaison entre des cavaliers novices et des experts montre des spécificités en fonction des moyens d'objectivation utilisés. Quatre caméras digitales à vision nocturne (60

ips, 1/2000exposition) mesurent les angles des différentes articulations (épaules, coudes, hanches, genoux, cheville) et montrent (i) une différence significative ($p < 0.05$) sur toutes les articulations, sauf le bassin, entre les deux groupes et (ii) un effet apprentissage pour les novices. (Kang, et al., 2010). Notre matériel permet de différencier la qualité de l'assiette des cavaliers en fonction de leur degré d'expertise, sur le CoP analysé sur la selle, au niveau du bassin. Nous sommes capables de discriminer ce que la caméra ne montre pas.

Avec un tapis capteur de pression référent, (Bell, 2012) montre (i) la différence de la répartition des pressions et (ii) la différence de projection du CoP sous la selle du cheval entre un cavalier amateur et un cavalier professionnel. Notre étude montre une différence entre les non cavaliers, les cavaliers novices et les cavaliers experts (classés selon les normes FFE). Cela nous a permis de déterminer une norme de 'bonne posture'.

Comme (Janura, et al., 2009), nous observons la possibilité d'un effet apprentissage. Ce qui est réconfortant en l'état et ouvre une perspective d'évolution probable, avec la possibilité de passer de statut de novice à expert. Les cavaliers se placent plus en avant sur la selle et diminuent leurs appuis sur les étriers. Notre matériel est discriminant sur ces paramètres.

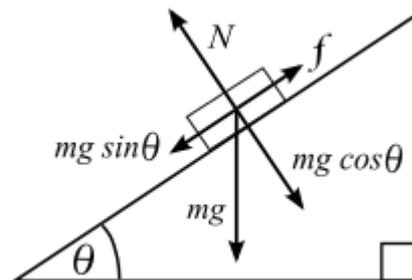
4.3.7 Ouverture à d'autres normes

Dans la partie stratégie, il ressort une amélioration de la qualité de l'assiette, objectivée par les variables QSE et QET. Nous avons pu déterminer une bonne posture assis dans la selle et en appui sur les étriers. Pour les cavaliers qui sautent (CSO) l'analyse doit se porter sur les appuis exclusifs dans les étriers pour les actions réalisées à l'abord, au plané et à la réception de l'obstacle. Le cheval mécanique équipé des capteurs d'étrier permet cette analyse. Devons-nous déterminer une référence fondamentale posturale en appui sur les étriers pour les cavaliers de CSO ? Nous répondrions ainsi au questionnement de Ladewig J DVM, Ph.D., professeur de bien-être animal et d'éthologie au Département des grands animaux de l'Université de Copenhague, concernant la subtilité du langage corporel du cavalier de CSO ressenti par le cheval (Lesté-Lasserre, 2018). Nous avons déjà réalisé une étude avec des cavaliers de CSO (Reims, 2016) qui n'a pas fait l'objet de publication, où nous avons démontré une modification du comportement postural des cavaliers entre avant et après l'exercice en balancier global. Nous pourrions analyser leur comportement à l'abord de l'obstacle, pendant le plané et à la réception de l'obstacle, ce qui est significatif de cette pratique équestre.

4.3.8 Limites

Nous sommes critiques sur le risque d'une sur / ou d'une sous-estimation de la composante verticale ou de la réalité de la pression totale exercée sur la selle, pour plusieurs raisons : (i) la composante de la force n'est pas systématiquement normale à la surface du capteur, (ii) les forces de cisaillement ne sont pas connues et (iii) la dispersion des forces liée à l'appui des cuisses sur les côtés de la selle n'est pas enregistrée. La force totale moyenne normalisée mesurée sur un cheval monté sans selle était plus faible que prévue, observation faite par (Clayton, Belock, & Kaiser, 2013) lors d'une analyse avec tapis Pliance Novel (60 Hz) et de caméras (60 Hz) pour la comparaison de monte avec et sans selle. Ceci est confirmé par (de Cocq, et al., 2010) (Femke, et al., 2012) qui se posent la question si toute la force verticale est déplacée vers les étriers pendant la phase debout ou si le cavalier utilise également la friction sur d'autres surfaces de contact avec le cheval. La proportion des forces par les appuis des cuisses des cavaliers sur le côté de la selle (quartiers), plus la proportion des forces exercées sur les étriers, permet (i) une sécurité relative quant à l'utilisation forcée de nos capteurs, et (ii) induit certainement une erreur de calcul sur la répartition de la masse des cavaliers lors de l'analyse de la partie stratégie. Nous utilisons un calcul de différence entre la masse du cavalier et la masse exercée sur les étriers pour déterminer le reste qui se répartit sur la selle (pression plus frottement).

De plus, la forme du cheval, et ispo-facto la forme de la selle, affectent l'angle d'incidence de l'application de la force sur le capteur Figure 68 .



m =masse du sujet, g =accélération, θ =angle inclinaison mesuré/horizontale

Figure 68 Analyse de la décomposition des forces exercées sur le capteur

Si nous connaissons l'angle θ , nous pourrions en déduire (i) la force normale exercée par les appuis osseux ($mg \cdot \cos\theta$) sur la surface du capteur et (ii) la force de glissement ($mg \cdot \sin\theta$). La modélisation statique, Figure 70, de la selle et des fesses du cavalier donne une approche (pour le moment) peu réaliste de cet angle (il dépend du type de selle utilisée) et de ce qui se

passer entre les deux éléments quand le cheval ne bouge pas. La modélisation dynamique à angle variable pour un cheval en mouvement, avec (i) mobilisation globale dans les trois dimensions et (ii) déformation de la selle due à l'appui du cavalier, est trop complexe pour un matériel low-cost. C'est pourquoi nous avons privilégié le calcul mathématique de la différence pour réaliser notre QSE et QET. Nous sommes capables d'analyser ce qui se passe sous les appuis du cavalier concernant le déplacement du CoP, nous ne pouvons pas exploiter ces données pour analyser la force totale exercée sur la selle.

L'analyse à l'aide de centrales inertielles permet de s'intéresser à la posture du cavalier, tel (Eckardt & Münz, 2014). Dix cavaliers de haut niveau de la Fédération équestre nationale allemande ont participé à cette étude. Les mesures ont été effectuées au trot assis. Des données cinématiques provenant des segments des cavaliers (tête, tronc et pelvis) et des angles articulaires (coude et genou) ont été recueillies. Ils démontrent que le roulis du bassin des cavaliers était significativement plus grand que celui du tronc. Le roulis est la seule mobilité que ne permet pas notre cheval mécanique de façon programmée. C'est un axe de mobilité exploité lors des phases du galop (roll, Figure 66). L'analyse du déplacement de la selle et / ou du bassin du cavalier sur le dos du cheval se réalise autour de trois axes. Un axe transverse autour duquel s'effectuent des mouvements de tangage (pitch), un axe longitudinal autour duquel s'effectuent des mouvements de roulement (roll) et un axe vertical autour duquel s'effectuent des mouvements de lacet (yaw) (de Cocq, et al., 2010) (Clayton & Hobbs, 2017). Nos déplacements de CoP sont analysés dans le sens médio-latéral (X) autour d'un axe longitudinal, dans le sens antéropostérieur (Y) autour d'un axe transverse, par contre les lacets (yaw) autour de l'axe vertical ne semblent pas analysés. Le paramètre surface de l'ellipse semblerait correspondre à cet axe si l'on utilise la pente de son grand axe.

Les analyses que nous avons réalisées se sont portées sur une étude statique et dynamique de la réponse posturale du cavalier assis sur une selle avec un cheval référent (i) stable, car nous gérons la fréquence de fonctionnement et (ii) prévisible puisqu'il ne réalise qu'un seul pattern défini par le constructeur. Nous avons de ce fait fixé l'analyse sur une fréquence de 1.4 Hz, intermédiaire entre le trot et le galop. Avant de pouvoir utiliser ces caractéristiques posturales, une analyse plus complète intégrant une étude sur le galop à droite et le galop à gauche est indispensable pour transporter le laboratoire in situ. De même, l'analyse sur simulateur équestre de la posture liée à la commande des mouvements latéraux à cheval est indispensable, (cession et appuyer). L'étude de l'analyse des commandes dans le

sens longitudinal (antéro-postérieur pour le rassembler par exemple qui amène à la pirouette) semble beaucoup plus délicate à mettre en place.

4.3.9 Les apports

L'analyse de la position assise en statique sur une selle de cheval ne montre que très peu d'intérêt pour le monde de l'équitation si ce n'est que de diagnostiquer certains troubles posturaux pouvant perturber l'équilibre du cavalier et la bonne entente avec sa monture. Notre matériel est capable de le déterminer. Un professionnel de la posture doit analyser les indications ou contre-indication de correction posturale. Nous pouvons former les professionnels de la posture à l'analyse du cavalier lors de la pratique de l'équitation.

En dynamique, les asymétries des cavaliers se reflètent dans les épaules (Symes & Ellis, 2009) ou dans la tension des rênes (Warren-Smith, et al., 2007) et le bassin (Clayton H. , 2013). Il existe une asymétrie de rotation du bassin entre des cavaliers professionnels et des non professionnels sur l'axe longitudinal au galop. Les pros sont plus équilibrés sur leurs appuis au niveau du bassin (Münz, et al., 2014). La rotation du tronc autour de l'axe antéropostérieur nécessite un couplage cheval / cavalier plus étroit que l'axe medio latéral. Ce manque de coordination autour de cet axe entraînerait des conséquences plus perturbantes pour l'équilibre du cavalier et pour leur communication (Lagarde, et al., 2005), selon une étude des déphasages entre les données de déplacement vertical d'un cheval au trot et les parties du corps de deux cavaliers (de différents niveaux de compétence). C'est bien en mouvement que les stratégies posturales sont les plus parlantes.

L'analyse dynamique de notre étude nous a permis de déterminer 'une bonne posture' qui sert de référence lors des stages posturaux d'analyse et de réhabilitation Figure 67. Cela nous permet d'analyser les différents comportements des cavaliers en comparaison avec cette référence. Elle est issue et adaptée de la littérature sur la posturologie clinique afin d'être utilisée et exploitée lors d'analyses futures sur la posture du cavalier à cheval. Cela nous permettra, (i) d'uniformiser nos data et (ii), de pouvoir ainsi comparer les différents résultats. Notre vœu est de pouvoir répandre à travers le grand public ainsi que dans le monde scientifique un outil facile d'utilisation, à la fois ludique et valide.

Il semblerait que le cavalier asymétrique influence de façon néfaste la santé et le bon équilibre du cheval et qu'il faille entretenir le cheval grâce à un travail réalisé par des

cavaliers 'valides' (Anderson & Haussler, 2018). Nous proposons grâce à notre matériel et à notre savoir-faire de réhabiliter le cavalier pour lui permettre de redevenir 'valide'.

Nous sommes aussi capables de discriminer l'effet genre, l'expertise, l'effet apprentissage et les troubles majeurs posturaux.

Les indicateurs retenus pour le cheval à l'arrêt :

- (i) Plateforme de selle
 - a. Xmoyen
 - b. Ymoyen
 - c. LSK
- (ii) Etriers
 - a. Somme
 - b. Différence
- (iii) Stratégie
 - a. QET

Les indicateurs retenus pour le cheval en mouvement :

- (i) Plateforme de selle
 - a. Xmoyen
 - b. Ymoyen
 - c. LSK
 - d. Vitesse moyenne
 - e. SEL
- (ii) Etriers
 - a. Somme
 - b. Différence
- (iii) Stratégie
 - a. QET
 - b. QRS

4.4 Perspectives :

4.4.1 Etude de cas

4.4.1.1 Introduction

Parmi les individus ayant participé à nos expérimentations, certains montraient quelques spécificités. Nous nous proposons d'étudier brièvement ces spécificités en regard de la norme globale afin d'analyser si leur comportement relève de leur spécificité ou pas. Ces tendances observées feront l'objet d'expérimentations futures.

4.4.1.2 Arthrose de la hanche

Cinq cavaliers de notre étude présentaient ce symptôme de déficit articulaire lié à une coxarthrose débutante. La force totale appliquée sur les étriers est plus importante pour notre groupe spécifique (arthrose de hanche + 1.29 kg) alors que la moyenne de poids est plus faible (59 kg pour le groupe spécifique, contre 66.8 kg pour la norme). On a donc logiquement une QET significativement plus élevée (+ 4.5 %) et un QSE significativement plus faible (-1.32).

L'autre différence est au niveau de la mobilité autour du point d'origine. En effet, le LSK semble significativement plus important (+ 216 mm), ainsi que la vitesse moyenne (+ 7.2 mm/s). En revanche, la surface de l'ellipse est légèrement plus faible (-1.2 mm²) mais à cause de la grosse différence sur le LSK, on a un LFS moins important (-199). Cela signifie que les individus du groupe considéré ont été beaucoup plus mobiles sur la selle autour de leur point moyen, mais par une importante succession de faibles déplacements rapides, étant donné que la SEL est finalement plus faible. En résumé, les individus de notre groupe se sont plus déplacés autour de leur point moyen, plus rapidement, mais dans une surface plus restreinte. Ce qui correspond bien à un manque de mobilité du bassin et de l'articulation coxo-fémorale qui est compensée par une stratégie de mobilité sur selle. Il faut se demander si cela ne sollicite pas les capacités de compensation au niveau lombaire, et pourrait être néfaste à long terme. La prévention de la survenue de la coxarthrose grâce à des exercices appropriés lors de la pratique de l'équitation est à envisager. Le cheval mécanique équipé de notre plateforme serait (i) un outil adapté pour la prise de conscience de l'effet coxarthrose (perte de mobilité), (ii) adapté pour la réalisation d'exercices appropriés en toute sécurité et (iii) utile pour la reprogrammation neuro motrice.

4.4.1.3 Troubles posturaux type ‘Wiplash injury’

Ce type de blessure influence significativement les performances des individus. En effet, les individus ont des appuis sur les étriers plus élevés (+ 4.3kg et + 5.2kg sur respectivement étriers gauche et droit, ce qui fait un total de + 9.5kg). Cela engendre logiquement une QET bien plus élevée (+11.3%) et un QSE bien plus faible (-2.1). Nous observons également un QRS plus élevé (+ 0.36) indiquant une différence yeux ouverts / yeux fermés. Ceci montre (i) l'équilibre postural suspendu à l'entrée visuelle et (ii) tout le poids de cette entrée posturale pour maintenir l'équilibre dans ce type de pathologie. Nous pourrions mettre en évidence ce genre de trouble grâce à nos bilans posturaux sur cheval mécanique lorsque les indicateurs $QET > \text{norme}$, $QSE < \text{norme}$ et $QRS > \text{norme}$. Ils possèdent une stratégie d'étrier, avec une importance donnée à l'information visuelle, ce qui leur permet de tenir en équilibre en statique et en dynamique. Le peu d'individus ($n = 3$) ne nous permet pas de conclure de façon statistique. Notre outil est discriminant pour mettre en évidence ce trouble postural, la pratique de l'équitation est-elle conseillée en l'état ?

4.4.1.4 Entorse des deux genoux

Une cavalière de notre étude présentait les séquelles d'une entorse bilatérale des genoux. La force appliquée sur les étriers est proche d'être nulle, entraînant un QET proche de zéro, dû à la blessure considérée. Son centre est vers l'avant (+ 2.86 mm sur Y). Nous remarquons que ses appuis quasi exclusifs sur la selle semblent offrir une plus grande stabilité et moins de mobilité : le LSK est bien plus faible (quasi moitié moins), ainsi que la vitesse moyenne et surtout la surface de l'ellipse (-32.6 mm² comparée à la norme). Cette personne utilise une stratégie exclusive de selle au détriment des appuis sur les étriers. Le groupe considéré ne possédant qu'un seul individu ($n = 1$) nous ne pouvons conclure statistiquement. Par contre l'analyse grâce à notre plateforme de ce type de traumatisme unilatéral (genou, cheville) permettrait de quantifier l'appui sur chaque étrier. Dans le cadre d'une équipe pluridisciplinaire, nous pourrions participer à la réhabilitation de la pratique d'une activité équestre, voire de s'ouvrir à d'autres sports.

4.4.1.5 Femmes enceintes

Deux femmes enceintes ont participé à notre étude expérimentale, en accord mutuel et sous surveillance médicale. Il semblerait qu'une femme enceinte soit plus stable sur sa selle et adopte une stratégie plus de selle contrairement à notre attente. Elles appuient moins sur les

étriers, le QSE est augmenté et le QET, LSK, Vit_{moyenne}, SEL sont diminués. L'effet IMC lié à l'état de grossesse est observé, il va évoluer en grandissant proportionnellement à l'avancée de la grossesse. Le peu d'individus (n = 2) ne nous permet pas de conclure de façon statistique. Le fait d'être enceinte (respectivement 4 et 5 mois de grossesse) n'empêche pas l'exercice sur cheval mécanique. Nous ne savons pas jusqu'à quel délai avant accouchement nous pouvons réaliser cette activité physique. Par contre, nous avons observé deux effets ressentis positifs : (i) un effet relaxant de la sphère thoraco-abdominale et (ii) un effet tonifiant de la sphère pelvienne pour les deux participantes. Notre outil pourrait-il devenir un indicateur de l'arrêt de cette activité physique (i) si certaines variables s'inversent ou (ii) si l'effet bénéfique ne se manifeste pas ?

4.4.2 Analyse de ce qui nous manque

Une large diffusion de notre outil permettrait de relever un maximum de data et ainsi réaliser une analyse quantitative pertinente. L'acceptation d'une méthodologie d'analyse de la posture du cavalier standardisée, à l'instar de ce qui se passe pour l'analyse de l'homme debout, permettrait d'avoir un référentiel de communication.

Notre matériel adapté à un cheval mécanique pourrait non seulement servir de bilan, pré et post rééducation par exemple, mais aussi servir de moyen de rééducation posturale par un entraînement répété en toute sécurité. L'idée d'un outil complet et performant pour l'analyse globale de la posture du cavalier à cheval fait appel à d'autres moyens d'investigation.

4.4.2.1 Caméras

Parmi les recherches effectuées dans le monde équestre grâce à l'utilisation de caméras de différents types (Galloux, et al., 1997) (Lagarde, et al., 2005) (Terada, et al., 2006) (Symes & Ellis, 2009) (Kang OD., 2010) (Hobbs, et al., 2014), nous n'avons pas pu définir un axe de choix de type low-cost. Nous n'avons pas trouvé d'étude sur l'analyse de la posture du cavalier à cheval utilisant des caméras d'utilisation grand public comme la Kinect[®] de Windows[®], ou de caméras de surveillance vidéo. L'analyse cinématique des amplitudes articulaires, couplée à l'analyse du CoP et des appuis sur les étriers feraient de notre outil un matériel encore plus performant. Cela fait partie d'un futur objectif.

4.4.2.2 IMU

Le couplage avec une IMU centrée sous la selle à l'aplomb de la projection du centre de pression des fesses du cavalier permettrait de connaître les perturbations des accélérations liées au dysfonctionnement du cavalier sur cheval mécanique et avoir une analyse plus fine grâce à une FFT sur l'axe antéro post et medio latéral. Le faible prix de certaines IMU 9 axes et leurs données facilement exportables sont notre prochain objectif. Ce matériel est à l'étude en ce moment avec la société PERCKO[®]. Des observations spécifiques doivent être mises à l'étude pour qualifier au mieux l'assiette du cavalier et son fonctionnement en fonction des allures du cheval et des exercices réalisés (cercle, appuyer, cession, pirouette, saut...sur les différentes modulations au sein d'une même allure). Nous pourrions ainsi comparer en laboratoire la réalité de notre plateforme ADPC[®] avec les mesures accélérométriques. Nous serions ainsi en mesure de nous comparer in situ à du matériel proposé par 'Equisense' basé sur une IMU. Equisense motion[®] est un outil d'analyse de la locomotion du cheval comprenant une IMU fixable sur la sangle de selle (sous le ventre du cheval), et une application mobile grand public, partagée, donnant plus de huit indicateurs pour découvrir le cheval et son travail (Van Erck, 2017). C'est un excellent outil d'analyse de la locomotion du cheval, pour le moment, rien pour l'analyse du comportement du cavalier. Ainsi, l'accélérométrie semble constituer une voie prometteuse pour une mesure d'équilibre portable fiable et peu coûteuse (Whitney, et al., 2011).

4.4.2.3 Tapis capteur de pression sous la selle

Nous sommes aux investigations préliminaires avec le sellier Aulion[®] pour équiper une selle prototypée avec notre plateforme. Comme il va se doter d'un tapis CONFORMat[®], nous allons analyser le comportement du cavalier sur la selle et le comportement de la selle sur le dos du cheval. Cette étude future doit attendre la validation de notre matériel en wifi. Nous aurons la possibilité de comparer (i) en laboratoire et (ii) in situ ces deux moyens d'analyse du CoP. Une complémentarité de notre plateforme avec le saddle fitting serait envisageable.

4.4.3 Centrage de la plateforme sur la selle

Le centrage de notre outil sur la selle nécessite un positionnement initial à l'aide d'un laser à niveau. Nous avons mis en place une procédure facilement reproductible. Elle est simple mais doit être réalisée avec précision. L'axe longitudinal et l'axe transverse doivent

être repérés afin de centrer notre outil sur le croisement des axes. Autant il est facile de construction de repérer l'axe longitudinal (axe de symétrie de la selle), l'axe transverse demande une mise en place de la selle sur le cheval mécanique (ou autre).Figure 69

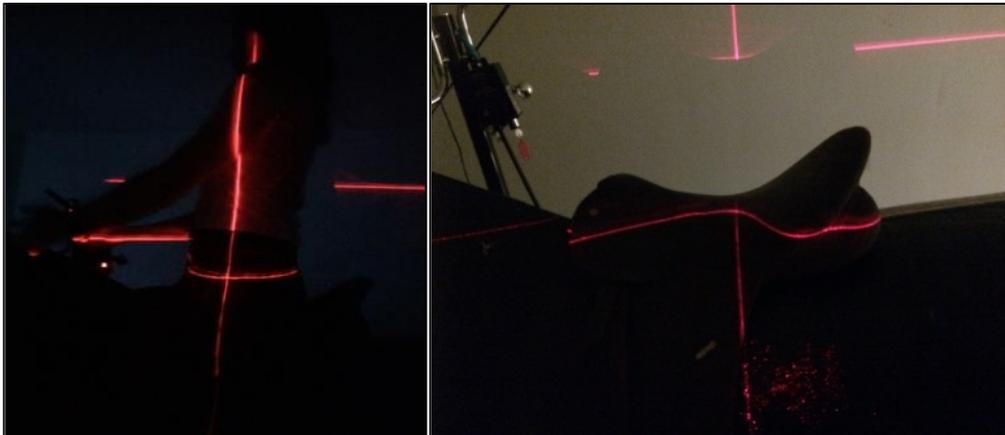


Figure 69 Repérage de l'axe transverse sur la selle par projection de la verticale d'un cavalier grâce à un laser à bulle, selle en place, cheval fixe

Ce positionnement est à faire coïncider avec les empreintes de selles lorsqu'elles existent. Les capteurs de selle doivent correspondre au mieux avec les empreintes. Notre IHM est pourvue d'une calibration logicielle qui recentre le zéro informatique. Nous analysons encore ce sujet afin de le rendre le plus facile d'utilisation possible. Il doit correspondre à notre objectif de large diffusion et d'autonomie.

4.4.4 Wifi

Nous sommes dans la phase expérimentation de la mise en place de la partie wifi de notre outil de façon à le rendre mobile. Nous devons le valider comparativement à notre matériel filaire pour connaître la qualité de l'information transmise par la communication wifi.

4.4.5 Modélisation de l'interface cavalier/selle

Nous continuons notre recherche des iso-pressions sur la selle par l'analyse du comportement de l'interface cavalier/selle grâce à la modélisation informatique.

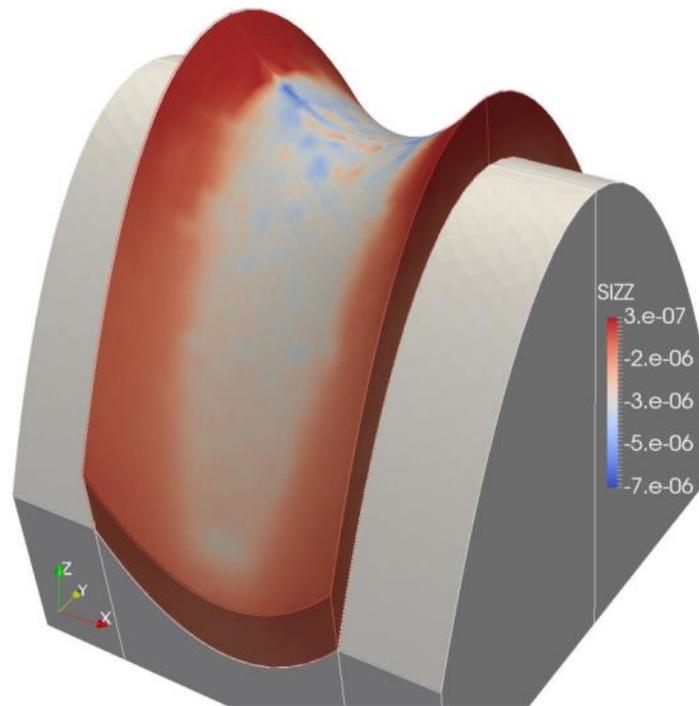


Figure 70 Illustration des iso-valeurs de la pression sur la selle avec frottements

C'est une illustration qui donne une représentation préliminaire des zones les plus sollicitées présentes sur l'axe vertical en statique, à l'interface du cavalier et de la selle. La forme complexe de la surface de la selle, sa déformation lors de la mise en charge par le cavalier, la déformation liée aux mouvements du cheval, les forces de friction en présence sont pour le moment des variables non encore maîtrisées.

4.5 Conclusion

A travers ce travail nous espérons répondre en partie aux questions soulevées par (Biau, 2007) (Femke, et al., 2012) (Greve, et al., 2013) (Clayton & Hobbs, 2017) qui concluent (i) que le développement d'outils adaptés à l'équitation permettrait d'approfondir la compréhension des interactions cavalier / cheval, (ii) que l'observateur doit savoir mesurer les changements et les différents schémas de travail chez les chevaux en mouvement, (iii) que ces schémas sont également affectés par la selle et (iv) par la capacité du cavalier à ajuster ses mouvements pour accommoder l'interaction mécanique avec le cheval. Cela nécessite (i) l'analyse cinématique et dynamique du cheval et du cavalier pour apprécier objectivement le fonctionnement du couple, et (ii) quantifier l'information au niveau de la selle et au niveau des étriers afin qu'une meilleure compréhension du couple cavalier / cheval soit obtenue.

Nous avons réussi à remplir notre contrat de départ. Nous possédons deux spécificités : (i) la première est d'avoir créé un outil capable de qualifier, de quantifier et d'analyser la posture du cavalier à cheval, pour un coût abordable, (ii) la deuxième est d'utiliser un cheval mécanique référent afin de pouvoir exploiter notre plateforme ADPC[®].

Nous avons sélectionné les capteurs qui se révèlent adaptés malgré des performances originelles en-deçà de nos exigences. Grâce à leur comportement linéaire au-delà des données constructeur et de leurs qualités définies par leur souplesse, l'adaptation à la surface de la selle, leur facilité d'utilisation et de raccordement à l'ensemble de l'interface, nous avons pu réaliser notre cahier des charges. Leur coût modéré et la simplicité de notre montage final en font un outil correspondant aux contraintes de départ, faible coût, usage ludique et de qualité suffisante pour la recherche (précision, fiabilité, validité, reproductibilité).

Nous avons utilisé et étalonné un cheval mécanique devenu référent nous permettant la répétabilité et la reproductibilité de nos expérimentations. Il est symétrique et parfaitement stable en fonction de la charge. Nous sommes précis au dixième près pour le variateur de fréquence et sommes capables d'évaluer la fréquence au centième près. Suivant notre étude sur la régularité du cheval, cette fréquence de 1.4 Hz s'est avérée parfaitement stable et adaptée à une large utilisation autant diagnostique qu'éducative. Un simulateur identique est utilisé dans d'autres projets de recherche (Lesté-Lassere, 2016) (Olivier A. , 2016). Olivier et al. ont testé 12 novices et 14 cavaliers qualifiés sur un simulateur équestre (Peteris Klavins[®]). Ils ont équipé les cavaliers avec des réflecteurs et filmé leurs corps et leurs membres en

plusieurs segments. Ils ont ensuite testé les cavaliers dans diverses conditions: (i) sans images visuelles, (ii) sans son, ou (iii) avec proprioception perturbée (une discordance entre le signal visuel et auditif). Les chercheurs ont constaté que, dans l'ensemble, les cavaliers expérimentés anticipaient mieux les mouvements des chevaux que les cavaliers débutants, et ajustaient leur corps de manière appropriée et plus unifiée. D'autre part, les cavaliers novices avaient tendance à avoir une meilleure proprioception et à mieux adapter leur corps aux mouvements des chevaux lorsque leur vision était obscurcie. Il est important de noter que le simulateur Peteris Klavins[®] est utilisé dans d'autres laboratoires, nous n'avons pas eu accès aux caractéristiques du simulateur utilisé. Une référence de comportement du simulateur permettrait une analyse comparée.

Les dynamomètres utilisés et leur facilité de montage en font le complément adapté à nos exigences.

L'analyse des variables du CoP (X_{moyen} , Y_{moyen} , $V_{\text{it}_{\text{moyen}}}$, SEL, LSK) sont justifiables et appropriées pour une analyse dynamique de la posture du cavalier à cheval. Les variables masses exercées sur les étriers (sommées et différences) sont utiles pour connaître (i) la masse totale sur les étriers et (ii) les déséquilibres d'appuis droite / gauche sur les étriers.

Nos nouveaux indices, QSE et QET, permettent (i) de réaliser une analyse de stratégie et (ii) d'avoir un aperçu relatif des masses qui devraient s'exercer sur la selle. Le QRS reste une variable à utilisation modérée pour confirmer le poids de l'entrée visuelle sur le comportement postural du cavalier et devrait être réservée aux professionnels de la posture.

Il nous manque quelques informations pour être plus complet au niveau de l'analyse du cavalier. Des capteurs au niveau du contact des cuisses ou des mollets nous permettraient de connaître l'impact de ces régions sur la bonne posture et / ou sur l'assiette du cavalier dans certaines conditions d'exercice, comme l'appuyé ou le galop par exemple. Une autre information manque, la mesure de la tension exercée sur les rênes par la main, ce qui permettrait de définir la qualité de la main du cavalier. Nous travaillons sur le projet.

. Au bilan de ce qu'il nous manque, il reste des améliorations à apporter pour avoir un outil encore plus performant.

Maintenant nous sommes capables de discriminer l'effet genre, l'expertise, l'effet apprentissage et les troubles majeurs posturaux. Nous proposons une nouvelle méthode

d'analyse de la posture du cavalier avec des variables nouvelles et appropriées. Nous proposons grâce à notre matériel et à notre savoir-faire de réhabiliter le cavalier pour lui permettre de redevenir 'valide'. Le cheval mécanique référent permet une analyse posturale en toute sécurité et répond à nos attentes pour ce qui est de l'analyse pour une activité à déséquilibre prévisible et anticipé. Or, lors de la pratique de l'équitation, il survient des séquences motrices parfois imprévues et de ce fait non anticipées. Nous avons réalisé le système embarqué sans fil. Il permettra l'analyse de nos variables sur le cheval en action, c'est pourquoi le matériel embarqué est un outil postural indispensable pour l'analyse de ces situations. Pour nous aider dans la classification posturale du cavalier, nous avons réalisé un tableau décisionnel des valeurs référentes de nos variables en fonction du genre et du niveau d'expertise. C'est un outil commode pour nous aider à déterminer le secteur de force ou de faiblesse du cavalier ou du futur cavalier. Notre matériel est un excellent outil pédagogique pour l'apprentissage de la bonne posture grâce à l'analyse immédiate en feed-back, en toute sécurité.

Nous avons réalisé un outil discriminant et ludique. A ce jour nous sommes les seuls à proposer ce type de matériel dans de telles configurations d'utilisation.

Bibliographie

- Alexandrov, A., Frolov, A., Horak, F., Carlson-Kuhta, P., & Park, S. (2005, nov). Feedback equilibrium control during human standing. *Biol. Cybern.*, 93(5), pp. 309-322.
- Alexeeff, M., & Naydel, A. (1972). The mechanisms of interrelationship between human muscle activity in complex motor tasks. *Zhh. Physiology*, pp. 1721-1730.
- Amblard, B. (1996). les descripteurs du contrôle postural. *Annales de réadaptation et médecine physique*, 41.
- Andrews, F., Geiser, D., White, D., Williamson, L., Maykuth, P., & Green, E. (1995). Haematological and biochemical changes in horse competing in a 3 day event. *Equine Veterinary Journal*(Suppl 20), pp. 57-63.
- Aruin, A. S., & Latash, M. L. (1995). The role of motor action in anticipatory postural adjustments studied with self-induced and externally triggered perturbations. *Experimental Brain Research*, 106, pp. 291-300.
- Ask-Upmark, B. (2018, janvier 06). *The Event Simulator, the maximus model*. Récupéré sur Always a good ride. The riding simulator: <http://www.alwaysagoodride.com/event-simulator>
- Auvinet. (1999, septembre). Lombalgies et équitation. *synoviale*(83).
- Back, W., & Clayton, H. (2013). *Equine Locomotion* (éd. 2eme). Saunders, Elsevier.
- Barbé, F., Sacy, A., Le Treut, Y., Lennen, C., & Lindinger, M. (2017). Maintien de l'intégrité musculaire et articulaire: les bénéfices de la superoxyde dismutase végétale. *Institut français du cheval et de l'équitation*, (pp. 132-135). Paris.
- Barrey, E. (1992). Evaluation de l'aptitude sportive chez le cheval : application à la définition de critères précoces de sélection. *INRA Production Animales*, 15, pp. 167-173.
- Bell. (2012, 08 30). The girth Team GBA kept as a secret weapon. *Horse and Hound*, pp. 58-60.
- Belock, B., Kaiser, L., Lavagnino, M., & Clayton, H. (2011, Dec). Comparison of pressure distribution under a conventional saddle and a treeless saddle at sitting trot. *The Veterinary Journal*, 193(1), pp. 87-91.
- Biau, S. (2002). Contribution à l'expertise de la locomotion du cheval de dressage par une méthode accélérométrique. Université de Poitiers, France.

- Bizzo, G., & Gagey, P. (2001). *La mesure en posturologie*. institut de posturologie et Bureau national de métrologie.
- Black, F., Paloski, W., Doxey-Gasway, D., & Reschke, M. (1995). Vestibular plasticity following orbital spaceflight: recovery from postflight postural instability. *Acta Otolaryngol*, 520, pp. 450-454.
- Bland, J., & Altman, D. (1986). Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *Lancet*, pp. 307-310.
- Blokhuis, A. Z., Aronsson, A., Hartmann, E., Van Reenen, C. G., & Keeling, L. (2014). Assessing the rider's seat and horse's behavior: difficulties and perspectives. *Journal of Applied Animal Welfare Science*, 11, pp. 191-203.
- Bon, J. L. (1891). *La Revue Scientifique*.
- Bonnet, C. T., Cherraf, S., Szaffarczyk, S., & Rougier, P. (2014). The contribution of body weight distribution and center of pressure location in the control of mediolateral stance. *Journal of Biomechanics*(47), 1603-1608.
- Bouisset, S., & Zattara, M. (1987). Biomechanical study of the programming of anticipatory postural adjustments associated with voluntary movement. *Journal of Biomechanics*, pp. 735-742.
- Bouisset, S., Richardson, J., & Zattara, M. (2000). Do anticipatory postural adjustments occurring in different segments of the postural chain follow the same organisational rule for different task movement velocity, independently of the inertial load values? *Experimental Brain Research*(132(1)), pp. 79-86.
- Bricot, B. (2009). *la reprogrammation posturale globale*.
- Bruyneel, A., & Mesure, S. (2014). Effet d'apprentissage au cours de la répétition d'un équilibre assis instable sur balancelle chez les adolescentes présentant une scoliose idiopathique. *Revue de Kinésithérapie*, 151(14), pp. 38-43.
- 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), pp. 280-284.
- Carmichael, S., Davenport, D., Kearney, P., & Bernard, A. (2014, sept). On and off the horse: mechanisms and patterns of injury in mounted and unmounted equestrians. *Journal of Injury*, 45(9), pp. 1479-1483.
- Clayton, H. (2013, March 22). Measurement and interpretation of saddle pressure data: a review. *Comparative Exercise Physiology*, p. in press.

- Clayton, H. (2013). Science in brief; interactions between the rider, the saddle and the horse. *Equine Veterinary Journal*, 45(1), pp. 3-4.
- Clayton, H. M., & Hobbs, S.-J. (2017). The role of biomechanical analysis of horse and rider in equitation science. *Applied Animal Behaviour Science*, 190, pp. 123-132.
- Clayton, H., Belock, B., & Kaiser, L. (2013, Jan). Forces and pressures on the horse's back during bareback riding. *The Veterinary Journal* . 195(1), 48-52.
- Clayton, H., Hampson, A., Fraser, P., White, A., & Egenvall, A. (2018, Jun 6). Comparison of rider stability in a flapless saddle versus a conventional saddle. *PLoS One*, 13(6).
- Clayton, H., Kaiser, L., de Pue, B., & Kaiser, L. (2011). Center of Pressure Movement during Equine assisted Activities. *American Journal of Occupational Therapy*, 65, 211-216.
- Clayton, H., O'Connor, K., & Kaiser, J. (2013, Oct). Force and pressure distribution beneath a conventional dressage saddle and a treeless dressage saddle with panels. *The Veterinary Journal*, 199(1).
- Colborn, G., Allen, R., Wilson, R., Marlin, D., & Franklin, S. (2006). Thoracic geometry changes in equine locomotion. *Equine and Comparative Exercise Physiology*, 3, pp. 53-59.
- Danne, I., & Klavins, P. (2008). posture du cheval et posture du cavalier, leurs particularités et influences réciproques, fonctionnement en balancier global. *Le 12ème colloque de l'Ecole Nationale d'Equitation à Saumur le 14 juin 2008*.
- 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), pp. 266-273.
- de Cocq, P., Duncker, A., Clayton, H., Bobbert, M., Muller, M., & van Leeuwen, J. (2010). Vertical forces on the horse's back in sitting and rising trot. *Journal of Biomechanics*, 43, 627-631.
- de Cocq, P., Van Weeren, P., & Back, W. (2006). Saddle pressure measuring: validity, reliability and power to discriminate between different saddle-fits. *Veterinary Journal*, 172, pp. 265-273.
- Devienne, M., & Guezennec, C. (2000). Energy expenditure of horse riding. *Journal of Applied Physiology*, 82, pp. 499-503.
- Eckardt, F., & Münz, A. (2014). Application of a Full Body Inertial Measurement System in Dressage Riding. *Journal of Equine Veterinary Science*, 34, pp. 11-12.

- Enbom, H., Magnusson, M., & Pyykko, I. (1991). Postural compensation in children with congenital or early acquired bilateral vestibular loss. *Annales d'Otologie*, *100*, pp. 472-478.
- Engell, M., Clayton, H., Egenvall, A., Weishaupt, M., & Roepstorff, L. (2016). Postural changes and their effects in elite riders when actively influencing the horse. *Comparative Exercise Physiology*, *12*(1), pp. 27-33.
- Evans, D. (1985). cardiovascular adaptations to exercise and training. *Veterinary Clinics North America Equine Practice*, pp. 513-531.
- Femke, E., van Beek, de Cocq, P., Timmerman, M., & Muller, M. (2012). Stirrups forces during horse riding: A comparison between sitting and rising trot. *The Veterinary Journal*, *193*, 193-198.
- Flores, F., Dagnese, F., Mota, C. B., & Copetti, F. (2015, juin). Parameters of the center of pressure displacement on the saddle during hippotherapy on different surfaces. *Brazilian Journal of Physical Therapy*, *19*(3), pp. 211-217.
- Florez, J., & Velasquez, A. (2010). Calibration of force sensing resistors for static and dynamic applications. *IEEE*, pp. 1-6.
- Forbes, P., Siegmund, G., Schouten, A., & Blouin, J.-S. (2015). Task, muscle and frequency dependent vestibular control of posture. *Front. Integr. Neurosci.*, pp. 1-12.
- Foreman, J., Waldsmith, J., & Lalum, R. (2004). Physical, acid-base and electrolyte changes in horses competing in training, preliminary and intermediate horse trials. *Equine and Comparative Exercise Physiology*, *1*(2), pp. 99-105.
- Fruehwirth, B., Peham, C., Scheidl, M., & Schobeberger, H. (2004). Evaluation of pressure distribution under an English saddle at walk, trot and canter. *Equine Veterinary Journal*, *36*, pp. 754-757.
- Gage, W., Zabjek, K., Hill, S., & Mc Ilroy, W. (2007). parallels in control of voluntary and perturbation evoked reach-to-grasp movements. EMG and kinematics. *Experimental Brain Research*, *181*(4), pp. 627-637.
- Gagey, P., & Toupet, M. (1991). Orthostatic postural control in vestibular neurosis. A stabilometric analysis. *Annales d'Otologie*, *100*, pp. 971-975.
- Genton, N., Vuillerme, N., Monnet, J., Petit, C., & Rougier, P. (2006). Evaluation de la station assise: caractéristiques et exemple chez l'hémiplégique. Efficacité et déficiences du contrôle postural.

- Geutjens, C., Clayton, H., & Kaiser, L. (2008). Forces and pressures beneath the saddle during mounting from the ground and from a raised mounting platform. *The Veterinary Journal*, 75, pp. 332-337.
- Green, A., & Angelaki, D. (2010). Internal models and neural computation in the vestibular system. *Brain Res.*, pp. 197-222.
- Greve, I., Murray, R., & Dyson, S. (2015). Subjective analysis of exercise induced changes in back dimensions of the horse: The influence of saddle fit, rider skill and work quality. *Veterinary Journal*, 206, pp. 39-46.
- Greve, L., & Dyson, S. (2013). The horse-saddle-rider interaction. *The Veterinary Journal*, 195, pp. 275-281.
- Greve, L., & Dyson, S. (2015, Jul). saddle fit and management An investigation of the association with equine thoracolumbar asymmetries, horse and rider health. *Equine Veterinary Journal*, 47(4), pp. 415-421.
- Guitérrez Rinçon, J., Vives Turco, J., Martinez, M., & Vaque, C. (1992). A comparative study of the metabolic effort expended by horse riders during a jumping competition. *British Journal of Sport Medicine*, 26, pp. 33-35.
- Guskiewicks, & Perrin. (1996). research and clinical applications of assessing balance. *journal of sport and rehabilitation*, pp. 45-63.
- Hall, & al. (2008). a technic for conditioning and calibrating force-sensing resistors for repeatable measurement of compressive force. *J Biomech* (41), pp. 3492-3495.
- Harman, J. (1994). Practical use of a computerized saddle pressure measuring device to determine the effects of a saddle pads on the horse's back. *Journal of Equine Veterinary Science*, 14, pp. 606-611.
- Hartman, J. (1995). Practical saddle fitting, part1, part2, part3. *The Equine Athlete*, 8, pp. 12-19.
- Hasler, R., Gyssler, L., Benneker, L., Martinolli, L., Schötzau, A., Zimmermann, H., & Exadaktylos, A. (2011). Protective and risk factors in amateur equestrians and description of injury patterns. *The Journal of Trauma Management and Outcomes*, 5(4), pp. 1-8.
- Hobbs, S., Baxter, J., Broom, L., Rossel, L., Sinclair, J., & Clayton, H. (2014). Posture, Flexibility and Grip Strength in Horse Riders. *Journal of Human Kinetics*, 42, pp. 113-125.

- Hobbs, S., Levine, D., Richards, J., Clayton, H., Tate, J., & Walker, R. (2010). Motion analysis and its use in equine practice and research. *Wiener tierärztliche Monatsschrift-Veterinary medicin Austria*, 97, pp. 55-64.
- Horak, F., & Masperson, J. (1996). Postural orientation and equilibrium. *Handbook of Physiology. Exercise: Regulation and Integration of Multiple Systems.*, sect. 12, pp. 255-292.
- Iking, C., Baldamus, J., & Spiler, A. (2016). Factors influencing the safety behavior of german equestrians. *Animals (Basel)*, 6(14), pp. 1-19.
- INSERM. (2008). activité physique contexte et effets sur la santé, expertise collective.
- Jakubowska, M., & Kubiak, W. (2004). Adaptativ-degree polynomial filter for voltametric signals. *Analytica Chimica Acta*, 512(2), pp. 471-477.
- Janura, M., Peham, C., Dvorakova, T., & Elfmark, M. (2009). An assesment of the pressure distribution exerted by a rider on the back of a horse during hippotherapy. *Human Movement Science*, 28, 387-393.
- Jeffcott, L. (1979, 05). radiographic examination of the equine vertebral column. *veterinary radiologie*, 20, pp. 140-147.
- Jeffcott, L. (1979, mai). Radiographic Examination of the Equine Vertebral Column. *Veterinary Radiology and Ultrasound*, 20(3-6), pp. 135-139.
- Jeffcott, L., Holmes, M., & Townsend, H. (1999). Validity of saddle pressure measurements using force-sensing array technology preliminary studies. *veterinary Journal*, 158(2), 113-119.
- Johanson, R., Akesson, M., & Mangusson, M. (1988). Identification of human postural dynamic. *IEE transactions of biomedical engieneering*, 35(10).
- Kang, O., Ryu, Y., Ryew, C., Oh, W., Lee, C., & Kang, M. (2010). Comparative anlyses of rirer position according ti skill levels during walk and trot in jeju horse. *Human Movement Science*, 29, 956-963.
- Karl, P. (2011). Takt und Bewegungsableufe. Den Tackt verdienen. *Dressur Studien, Parktische tipps* 64, pp. 90-98.
- Kelso, J., Fink, P., deLaplain, C., & Carson, R. (2001). Haptic information stabilizes and destabilizes coordination dynamics. *Proceedings of the Royal Society London B*, 268, pp. 1207-1213.
- Lagarde, J., Peham, C., Licka, T., & Kelso, A. (2005). Coordination dynamics of the horse-rider system. *Journal of Motor Behavior*, 37(6), pp. 418-424.

- Latif, S., Von Peinen, K., Wiestner, T., Bistchnau, C., Renk, B., & Weishaupt, M. (2010). Saddle pressure patterns of three different training saddles (normal tree, flexible tree, treeless) in thoroughbred racehorses at trot and gallop. *Equine Veterinary Journal*, *40*, 630-636.
- Le Chair, K., & Riach, C. (1996). Postural stability measures. What do measure and how long. *Clinical Biomechanics*, *11*(3), pp. 176-178.
- Lesté-Lassere, C. (2016). An Equine Simulator: The New First Horse? *Equine health*.
- Lovett, T., Hodson-Tole, E., & Nankervis, K. (2005). A preliminary investigation of rider position during walk, trot and canter. *Equine and Comparative Exercise Physiology*, *2*(2), pp. 71-76.
- Mager-Maury, S., Biau, S., & Deslandes, S. (2012, septembre 26). Use of motion trackers for equine locomotion analysis to implement a horse simulator. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, *15*, pp. 127-128.
- Maki, B., & Mc Ilroy, W. (1997). The Role of Limb Movements in Maintaining Upright Stance: The "Change-in-Support" Strategy. *Physical Therapy*, *77*(5), pp. 488-507.
- Maki, B., Mc Ilroy, W., & Perry, S. (1996, mars 29). Influence of lateral destabilization on compensatory stepping responses. *Journal of Biomechanics*, pp. 343-353.
- Massion, J. (1992). Movement posture and equilibrium: Interaction and coordination. *Prog Neurobiology*, *38*, pp. 35-56.
- Massion, J. (1994, dec). Postural control system. *Current Opinion in Neurobiologie*, pp. 877-887.
- Mathias, M., & Rougier, P. (2010). La station assise permet de valider, chez le sujet sain, les effets comportementaux induits par des ceintures lombaires lordosantes. *Annals of physical and Rehabilitation Medicine*, *53*, pp. 511-519.
- Matthews, P., & Stein, R. (1969). The sensitivity of muscle spindle afferents for small sinusoidal changes in length. *Journal of Physiology*(200), pp. 723-743.
- Meschan, E., Peham, C., Schobesberger, H., & Licka, T. (2007). The influence of a width of the saddle tree on the forces and the pressure distribution under the saddle. *The Veterinary Journal*, *73*, pp. 578-584.
- Mönkemöller, S., Keel, R., Hamsch, D., Müller, J., Kalpen, A., Geuder, M., . . . von Rechenberg, B. (2005). Pliance Mobile-16HE: Eine Folgestudie über elektronische Satteldruckmessungen nach Anpassung der Sattelsituation. *Pferdeheilkunde*, *21*, pp. 102-114.

- Moss, P., Wan, A., & Whitlock, M. (2002, september). A changing pattern of injuries to horse riders. *Emergency Medical Journal*, 19(5), pp. 412-414.
- Mouchnino, L., Aurenty, R., Massion, J., & Pedotti, A. (1992). Coordination between equilibrium and head-trunk orientation during leg movement: a new strategy built up by training. *Journal Neuro-physiol.*, 67, pp. 1587-1598.
- Munsters, C., Iwaarden, R., Sloet, V., & Oldeburgh-Oosterbaan, M. (2014). Exercise testing in Warmblood sport horses under field conditions. *The Veterinary Journal*, 1, pp. 11-19.
- Münz, A., Eckardt, F., & Witte, K. (2013, November). Horse-rider interaction in dressage riding. *Human Movement Science*, 33(1), pp. 227-237.
- Münz, A., Eckardt, F., & Witte, K. (2014, feb). Horse-rider interaction in dressage riding. *Human Movement Science*, 33, pp. 227-237.
- Murray, R., Guire, R., Fisher, M., & Fairfax, V. (2017, march 6). Reducing peak pressure under the saddle panel at the level of the 10th to 13th thoracic vertebrae may be associated with improved gait features, even when saddles are fitted to published guidelines. *Journal of Equine Veterinary Science*, 54, pp. 60-69.
- Museler. (1967). *Equitation*. Paris: Berger-Levrault.
- Nicol, C., Viry, S., & Laurent, M. (2012, mars 1er). Effet de l'expertise sur la biomécanique du couple cavalier/cheval en compétitions d'endurance; étude pilote. *387me journée de la Recherche Equine*, pp. 129-138.
- Nicol, G., Arnold, G. P., Wang, W., & Abboud, R. J. (2014). Dynamic pressure effect on horse rider during riding. *Sports Eng*, 17, pp. 143-150.
- Njiokiktjien, C., & Van Parys, J. (1976). Romberg's sign expressed in a quotient. *II Pathologie. Agressologie*, 17, pp. 19-24.
- Olivier, A., Faugloire, E., Biau, S., Lejeune, L., & Isableu, B. (2017). Head stability and Head-Trunk Coordination in Horseback Riders/ TYhe Contribution of Visual Information According to Expertise. *Front.Human. Neurosci*.
- Peham, C., Licka, T., Kapaun, M., & Scheidl, M. (2001, december). A nex method to quantify harmony of the horse-rider system in dressage. *Sport Engineering*, 4(2), pp. 95-101.
- Peham, C., Licka, T., Schobesberger, H., & Meschan, E. (2004). Influence of the rider on the variability of the equine gait. *Human Movment Science*, 23(5), pp. 663-671.

- Persson-Sjodin, E., Hemlund, E., Pfau, T., Haubro Andersen, P., & Rhodin, M. (2018, april 5). Influence of seatin styles on head and pelvis vertical movement symmetry in horse ridden at trot. *PLoSONE*, pp. 1-15.
- Philippe, K. (2011). Den Takt verdient. *Dressur Studien*, pp. 90-97.
- Pinsault, N., & Vuillerme, N. (2009). Test-retest reliability of center of foot pressure measures to assess postural control during unperturbed stance. *Medical engineering and physics*.
- Pozzo, T., Berthoz, A., & Lefort, L. (1990). Head stabilization during varios locomotor tasks in humans. *Experimental Brain Research*, 82, pp. 97-106.
- Püschel, V., Michaelsen, U., Giensch, M., Lockemann, U., Meenen, N., & Hessler, C. (2012, sept). The question of safety in horse-riding sports. *Sportverletz Sportschaden*, 26(3), pp. 159-163.
- Ramseier, L., Waldern, N., Wiestner, T., von Peinen, K., & Weishaupt, M. (2013). Saddle pressure distributions of three saddles used for Icelandic horses and their effects on ground reaction forces, limb movements and rider positions at walk and töld. *The Veterinary Journal*, 198, e81-e87.
- Rhodin, M., Egenvall, A., Haubro Andersen, P., & Pfau, T. (2017). Head and pelvic movements assymetries at trot in riding horsees in training and perceived free from lameness by the owner. *PLoS One*, 12(4), p. e176253.
- Roberts, M., Shearman, J., & Marlin, D. (2009). a comparison of the metabolic cost of the three phases of the one day evant in female collegiate rider. *Comparative Exercise Physiology*, 6, pp. 129-135.
- Ruhe, A., Fejer, R., & Walker, B. (2010). The test-retest reliability of ceter of pressure mesures in bipedal static task conditions. A systematic revue of the litterature. *gait and posture*, 32, pp. 436-445.
- Schöhlhorn, W., Peham, C., Licka, T., & Scheidl, M. (2006). A pattern cecognition approach for the quantification of horse and rider interactions. *Equine Veterinary Journal, supplement(36)*, pp. 400-405.
- Schrock, L. (2007). The effect of surface curvature and a gel liner interface on performance properties of the Tescan F-Socket System.
- Scoppa, F., Capra, M., & Gallamini, R. (2013). Clinical stabilometry standardization, basics definitions, acquisition interval, sampling frequency. *gait and posture*.
- Smetacek, V., & Mechsner, F. (2004). making sense. *Nature(432)*, p. 21.

- Stapley, P., Pozzo, T., & Grishin, A. (1998). The role of anticipatory adjustments during whole body reaching movements. *Neuroreport*(9), 395-401.
- Stapley, P., Pozzo, T., Cheron, G., & Grishing, A. (s.d.). Does the coordination between posture and movement during whole body reaching task ensure centre of mass stabilization? *Experimental Brain Research*(129), 134-146.
- Symes, & Ellis. (2009, 07). A preliminary study into rider asymmetry within equitation. *veterinary journal*, pp. 34-37.
- Symes, D., & Ellis, R. (2009). A preliminary study into rider asymmetry within equitation: Special issue Equitation Science. *181*(1), pp. 34-37.
- Takagi, A., Fujimura, E., & Suehiro, S. (1985). A new method of statokinesigram area measurement. Application of a statistically calculated ellipse. *vestibular and visual control on posture and locomotor equilibrium* (pp. 74-79). Bâle: Igarashi M., Black.
- Terada, K. (2000). Comparison of head movement and EMG activity of muscles between advanced and novice horseback riders at different gaits. *J. Equine Sci.*, *11*(4), pp. 83-90.
- Terada, K., Clayton, H., & Kato, K. (2006). Stabilization of wrist position during horseback riding at trot. *Equine and Comparative Exercise Physiology*, *3*(4), pp. 179-184.
- Terrada, K., Mullineaux, D., Lanovaz, J., Kano, K., & Clayton, H. (2004). Electromyographic analysis of the riders muscles at trot. *Equine and Comparative Exercise Physiology*, *1*, pp. 193-198.
- Ting, L. H., & Macpherson, J. M. (2004, august 1). Ratio of Shear to Load Ground-Reaction Force May Underlie the Directional Tuning of the Automatic Postural Response to Rotation and Translation. *Journal of Neurophysiology*, pp. 808-823.
- Tözeren, A. (2000). Classical Mechanics and Human Movement. *Human Body Dynamics*, p. 302.
- TP1-Ca-biblio. (2010).
- Trowbridge, E., otterill, J., & Crofts, C. (1995). The physiological demands of riding in national hunt races. *European Journal of Applied Physiology*, *70*, pp. 66-69.
- van Beek, Femke, E., de Cocq, P., Timmerman, M., & Muller, M. (2012). Stirrup forces during horse riding: A comparison between sitting trot and rising trot. *The Veterinary Journal*, *193*, pp. 193-198.
- van Peinen, K., Wiestner, T., Bogisch, S., Roepstorff, L., van Weeren, P., & Weishaupt, M. (2009). Relationship between the forces acting on the horse's back and the movements

- of rider and horse while walking on a treadmill. *Equine Veterinary Journal*, 41(3), pp. 285-291.
- Viry, S., Sleimen-Malkoun, R., Temprado, J., Frances, J., Berton, E., Laurent, M., & Nicol, C. (2013). Pattern of horse-rider coordination during endurance race; a dynamical system approach. *Public Library of Science*, 8(8).
- Vitte, E. (1995). Equilibre et équilibration. *Médecine du sport. Santé couple cavalier cheval, tome 69*.
- Warren-Smith, A. K., Curtis, R. A., Greeetham, L., & McGreevy, P. D. (2007). Rein contact between horse and handler during specific equitation movements. *Applied Animal Behaviour Science*, 108(1-2), pp. 157-169.
- Weishaupt, M., Hogg, H., Wiestner, T., Denoth, J., Stussi, E., & Auer, J. (2002). Instrumented treadmill for measuring vertical ground reaction forces in horses. *American Journal of Veterinary Research*, 63, pp. 520-527.
- Wellinger. (1970). Determinisme de l'arthrose inter-apophysaire articulaire et des glissements vertébraux au niveau de la charnière lombo-sacrée des rachis hyperlordotique. *Rev. Rhum.*
- Werner, D., Nyikos, S., Kalpen, A., Haas, C., Vontobel, H., Auer, J., & von Rechenberg, B. (2002). Druck Messungen unterdem Satell/ Eine Elektronischen Sattell-Mess System(Novel,GmbH). *Pferdeheilkunde*, 18, pp. 125-140.
- Westerling, D. (1983). A study of physical demands in riding. *European Journal of Applied Physiology*(50), pp. 373-382.
- Whitney, S.L., Roche, J.L., Marchetti, G.F., Lin, C.-C., Steed, D.P., Furman, G.R., Musolino, M.C., Redfern, M.S.(2011). A comparison of accelerometry and center of pressure measures during computerized dynamic posturography: A measure of balance. *Gait and Posture*(33), pp. 594-599.
- Winkelmayer, B., Peham, C., Fruehwirth, B., Licka, T., & Scheidl, M. (2006). Evaluation of the force acting on the back of the horse with an English saddle and a side saddle at walk, trot and canter. *Equine Veterinary Journal*, pp. 406-410.
- Winstein, C. J., & Garfinkel, A. (1989). Qualitative dynamics of disordered human locomotion: A preliminary investigation. *Journal of Motor Behavior*, 21(4), pp. 373-391.

- Witte, Schoebesberger, & Peham. (2009, 06 28). motion pattern analysis of gait horseback riding by means of Principal Component Analysis. *Human Movement Science*, pp. 394-405.
- Wlaker, V., Tranquille, C., Dyson, S., Spear, J., & Murray, R. (2016). Association of a subjective muscle score with increased angles of flexion during sitting trot in dressage horses. *Journal of Equine Veterinary Science*, 40, pp. 6-15.
- Wolframm, A., Bosga, J., & Meulenbroek, R. (2013). Coordination dynamics in horse-rider dyads. *Human Movement Science*, 32(1), pp. 157-170.
- Wright, R., & Peters, D. (2008). A heart rate analysis of the cardiovascular demands of elite level competitive polo. *International Journal of Performance Analysis in Sport*, 8, pp. 76-81.
- Zimmermann, M., Dyson, S., & Murray, R. (2011a). Comparison of radiographic and scintigraphic findings of the spinous processes in the equine thoracolumbar region. 52, pp. 661-671.
- Zimmermann, M., Dyson, S., & Murray, R. (2011b). Close, impinging and overriding spinous processes in the thoracolumbar spine: The relationship between radiological and scintigraphic findings and clinical signs. *Equine Veterinary Journal*, 44, pp. 178-184.

Revues professionnelles

- Barrey, J. (1990). Dynamique exogène et homologie gestuelle : isopraxie. *Hippocampe*, 8.
- Biau. (2012). *156 supplément 1:127.8*.
- Biau, S. (2007). Interaction entre le cavalier et son cheval. Saumur: bibliothèque *Institut français du cheval et de l'équitation*.
- Biau, S. (2012). Dépense énergétique pendant une séance de travail. *équ'idée n°79*.
- Biau, S., & Debril, J. (2017). Descriptif des aides au trot et au galop en ligne droite. *Institut français du cheval et de l'équitation*, (pp. 107-116). Paris.
- Biau, S., & Debril, J.-F. (2017). descriptif des aides autrot et au galop en ligne droite. *institut français du cheval et de l'équitation 2017*, (pp. 109-116). Paris.
- Brugmann. (2012). *équ'idée n°79.*, (p. 49).
- Chene, P. (2004). Hippo-Thèse d'une relation dysfonctionnelle entre le cavalier et le cheval qu'il monte habituellement.
- Chêne, P. (2009). *Le centaure ou la relation cheval / Cavalier*.
- Cressent, m. (2012, été). la mesure au service de la performance. *Equ'idée*, (p. 54).
- Devienne, J. (2012). quel est le niveau de dépende énergétique des cavaliers. *équ'idée n°79*, (p. 48).
- Dubrulle, P. (2017). Compétence équestre et cinématique rachidienne du cavalier. *43ème journée de la recherche équine* (pp. 117-126). Paris: le pin au haras IFCE.
- Dubrulle, P., Roquet, C., & Gouz, J. (2017). Compétence équestre et cinématique rachidienne du cavalier. *Institut français du cheval et de l'équitation*, (pp. 117-126). Paris.
- Fortier Guillaume, J., Laroche, D., & Babault, N. (2017). Caractéristiques des efforts chez le cavalier lors d'un parcours de cross: approches neuromusculaire et cinématique. *Institut français du cheval et de l'équitation*, (pp. 169-174). Paris.
- Fouquet, B. (1995). biomécanique du rachis lombaire. L'équitation est -elle une école du dos? *Equitation*, 9, (pp. 73-80).
- Francqueville, A. (2013, février 15). technique dressage rassemblé.entretien.
- Galloux, Jeddi, Auvinet, Biau, & Lacouture. (1997). adaptation biomécanique du cavalier à cheval, étude préliminaire. *Equathlon(29)*, (pp. 46-49).

- Galloux, Jinenez, Richard, Dronka, Leard, Jouffroy, & Chollet. (1995, decembre). analyse du mouvement de la selle aux trois allures par une technique accélérométrique en vue de la simulation d'une plateforme à six degrés de liberté. *Equathlon*, vol 7(28).
- Gilbert. (2012). Pré-étude biomécanique du rachis du cavalier . *équ'idée*, 81(38-39).
- Guezennec. (2012). performance et préparation du cavalier. *équ'idée n°79*, (p. 47).
- interlink electronic. (2014). FSR® Integration Guide & Evaluation Parts Catalog. (pp. 9-18).
- JRE, 4. è. (2017). 43ème journée de la recherche équine. 1-178. Paris: IFCE ENE.
- Kiley-Worthington, M. (1999, juillet). Marthe Kiley-Worthington"le cheval à un langage subtil et sophistique, il sait lire notre corps,éthologie, une approche nouvelle du comportement des équidés. *Marthe Kiley-Worthington"le cheval à un langage subtil et sophistique, il sait lire notre corps, r cheval loisir*, (p. 42).
- Kirsch, K., Holzhausen, H., Hortsmann, S., Sertheyn, D., & Sandersen, C. (2017). Variation des valeurs de fréquence cardiaque et des taux de lactate lorsq de l'entrainement et de la compétition chez les chevaux de concours complet de niveau 1 à 4 étoiles. *Institut français du cheval et de l'équitation*, (pp. 93-98). Paris.
- Klavins, P. (2016, septembre 03). le rassembler et la pirouette. Saint Maur.entretien
- Lemercier, C. (2010). Hémiplegie et posture assise.10 congrès national de la SFETD
- Lesimple. (2011). relation entre attitude au travail, relation à l'homme chez le cheval. *37 ème journée de recherche équine*. rennes.
- Olivier. (2012). effet de l'expertise sur la stabilité du cavalier. *équ'idée n°79*, (p. 51).
- Olivier, A. (2016). *Agnès Olivier, PhD, of University of South Pari12th Conference of the International Society for Equitation Science*. Saumur.
- Olivier, A. (2017). optimiser l'interaction cavalier-cheval: Quel est le rôle des informations sensorielles dans le contrôle postural des cavaliers? *Institut français du cheval et de l'équitation*, (pp. 75-84). Paris.
- Olivier, A., Jevrey, J., Teulier, C., & Isableu, B. (2015). Interaction cavalier-cheval: contribution des informations sensorielles et du niveau d'expertise. *actes de la 16ème journée de l'ACAPS*. Nantes.
- Prin-Conti. (2013, juin). modification de l'assiette du cavalier après traitement ostéopathique M2. champagne ardennes, france.
- Prin-Conti, D., Bertucci, W., & Debray, K. (2017). Plateforme posturale de selle, objectivation de la modification de la posture de cavaliers de dressage. *Institut français du cheval et de l'équitation*, (pp. 175-178). Paris.

- Ragons, M. (2012). *Etude ostéopathique des contraintes exercées sur le cavalier de dressage*. Lille: Mémoire Ostéopathique.
- Pocellini, M. (2015). *analyse du fonctionnement symétrique du cheval mécanique par accélérométrie*. Reims.
- Robert, C., Blouin, C., Trachsel, D., & Barrey, E. (2017). Mensurations allures fonction cardiaque: sur quels critères indirects sélectionner pour optimiser la performance en endurance? *Institut français du cheval et de la recherche équine*, (pp. 85-92). Paris.
- Sanson. (2012). 38^{eme} journée de recherche équine cadre noir IFCE.
- Sapone, M., & Martin, P. (2017). Analyse de la modification sur l'axe antéro-postérieur de la position des couteaux d'étrivières sur la biomécanique du cavalier et du cheval en mouvement. *Institut français du cheval et de l'équitation*, (pp. 99-108). Paris.
- Viry. (2012). effet de l'expertise et de la fatigue sur la biomécanique de couple cavalier/cheval en compétition d'endurance. *équ'idée n°79*, (p. 53).
- Windor'Horse, & Winnar, S. (2015, 06 06). Education et apprentissage du balancier global par le cheval mécanique. Ecuries de Montebello, Maison Laffitte.entretien

Livres publiés

- Abbara, A. (2014, juin 7). *Pelvimétrie (mesures des dimensions du pelvis en obstétrique)*. Paris.
- AFP. (1985). *Normes 85*. Paris: Association Posture et Équilibre, 66, rue de Lisbonne 75008.
- Aristote. (2000). *Organon IV les seconds analytiques*. (J.Tricot, Trad.) Paris: librairie philosophique J.Vrin.
- Auvinet. (1998). *la santé du cavalier*. Paris: chiron.
- D'Orgeix. (2007). *Dresser c'est simple*. Belin.
- Denis Diderot, J. I. (1772). *encyclopédie ou dictionnaire raisonné des sciences, des arts et des métiers*. geneve: Pellet.
- Duarte, D. (1842). *Livro da Ensinança de Bem Cavalgar Toda Sela*. Paris: Bibliothèque Royale.
- Favory, E. (2011). *Santé et équitation*. chiron.
- Gagey, P. M., Weber, B., & Noré. (1999). *Posturologie; Régulation et dérèglements de la station debout*. (éd. Deuxième édition). Paris: Masson.
- Gagey, P., & Weber, B. (1995). *Entrées du système postural fin*. Masson.
- Gagey, P.-M., Bizzo, G., Bonnier, L., Guillaume, P., Helbert, S., Marucchi, C., & Villeneuve, P. (1994). *Huit leçons de Posturologie* (éd. huitième). Paris: Association Française de Posturologie.
- Henriquet M., D. C. (2007). *Gymnase et dressage*. vigot.
- Henry, G. (2011). *Assiette et position*. belin.
- Humbert. (2000). *L'équitation et ses conséquences sur le rachis lombaire du cavazlier*. Dans *thèse de médecine*. Nancy.
- Kahle, W., Leonhardt, H., & Platzer, W. (1988). *Anatomieappareil locomoteur* (éd. 2eme, Vol. 1). Paris, France: Flammarion.
- Lavauzelle, C. (1974). *Manuel d'équitation F.F.E. (1974) Charles Lavauzelle. Equitation académique F.F.E. Oct.1991. . charles Lavauzelle*.
- Licart, C. (1989). *Equitation raisonnée, la Vauzelle sport*. la Vauzelle sport.
- Meyer, N. (2016). *Le grand livre de la posturologie*. Groupe Eyrolles.
- Meyners, E. (2004). *Effective Teaching and Riding: Exploring Balance and Motion*. *Goals Unlimited Press*.

- Noé, F. (2016). *Bases biomécaniques du contrôle postural*. Louvain-la-neuve: De Boeck Supérieur SA.
- Paillard, T. (2016). *Posture et équilibration humaines*. Louvain-la-neuve: De Boeck.
- Pradier. (2010). *Mécanique équestre et équitation*. Belin.
- Sachsé, B. (2005). *Sur mes quatre jambes*. Monaco: Editions du Rocher.
- Sommermeier. (2007). *La bonne assiette du cavalier*. Paris: De Vecchi.
- Swift. (1985). *Centered riding*.
- Sylvestre, P.-M. (2011, janvier). Faire et analyser un graphique de Bland-Altman pour évaluer la concordance entre deux instruments ou plus. Montreal, Quebec, Canada.
- Tourre-Malen, C. (2006). *Femmes à cheval, la féminisation des sports équestres: une avancée?* Belin.
- von Rechenberg, B. (2006). *Saddle evaluation: poor fit contribution to back problems in horses* (third ed.). (A. J. J.A., Ed.) St Louis: Saunders.
- von Vierordt, K. (1861). *Grundriss der Physiologie des Menschen*. (S. Meidinger, Éd.) Tübingen: H. Laupp verlag.
- Xénophon. (2008). *De l'art équestre*. Paris: traduction d'Edouard Delebecque.

Sites internet

- Anderson, S., & Haussler, K. (2018, 01 24). *Hot topics in saddle fit*. Récupéré sur The Horse: http://www.thehorse.com/articles/40182/hot-topics-in-saddle-fit?utm_source=Newsletter&utm_medium=sports-medicine&utm_campaign=01-28-2018
- Biau, S. (2017, 05 07). Évolution de la locomotion du cheval de dressage au cours des premières années d'entraînement. http://www.rspdl.com/web/fichiers/pdf/biau_2004_2_equitation.pdf
- CHIRPP. (1995). *Agence de la Santé Publique, Gouvernement du Canada*. Consulté le 11 11, 2017, sur Injury Reports: <https://www.canada.ca/fr/sante-publique/services/prevention-blessures/systeme-canadien-hospitalier-information-recherche-prevention-traumatismes/rapports-blessures/blessures-associes-activites-equestres.html>
- d'Orgeix, J. (2016, 05 12). *Jean d'Orgeix extrait DVD1/8*. Récupéré sur You tube: <https://www.youtube.com/watch?v=BTaqVFym4Us>
- Equisense. (2016, 08 25). *decryptage des premiers indicateurs de l'application equisense*. <http://equisense.com/blog/decryptage-indicateurs-capteur-equisense-motion/>
- FFE. (2017). *Statistiques annuelles*. Consulté le 12 12, 2017, sur FFE: <https://ffecompet.ffe.com/statistiques/annuel>
- Gagey, P.-M., Bizzo, G., Ouaknine, M., & Weber, B. (2018, 01 20). *Tactique du pied*. <http://ada-posturologie.fr/TactiqueDuPied.htm>
- INSEE. (2017, 12 26). *bilan démographique 2016*. www.insee.fr/fr/statistiques/1892086?sommaire=1912926
- Karl, P. (2011, novembre). *Le Rythme*. Consulté le 10 10, 2017, sur <http://www.philippe-karl.com/philippe-karl/articles-correspondence/341-le-rythme>
- Katz, Y. (2012). Consulté le Novembre 24, 2014, sur Cheval-savoir: <http://www.cheval-savoir.com/936-langage-corporel-isopraxie-cheval>
- Lesté-Lasserre, C. (2018, janvier 06). *Body language in horse and human interactions*. Récupéré sur The Horse. com: http://www.thehorse.com/articles/40068/body-language-in-horse-and-human-interactions?utm_source=Newsletter&utm_medium=health-news&utm_campaign=12-26-2017

- McKenzie. (2015, 09 15). equestrian training with the level Belt. *perfect practice*.
<https://perfectpracticeusa.com/2012/11/08/dressage-equestrian-training-with-the-level-belt/>
- Mourot, L. (2015). *Rapport d'étude Validation de la méthode CODESNA pour l'activité du Système Neurovégétatif par l'analyse de la variabilité de la fréquence cardiaque*. Validation de la méthode CODESNA pour l'activité du Système Neurovégétatif par l'analyse de la variabilité de la fréquence cardiaque, UFR SMP, département Sport/Santé, Besançon. Récupéré sur https://www.codesna.com/wp-content/uploads/2015/07/Validation_scientifique_CODESNA_HRV.pdf
- nanosensor. (2015). *pont de Wheatstone*. Consulté le 06 06, 2016, sur .
(<http://www.nanostrainingauge.com/technologies/pont-de-wheatstone/>)
- Novel de. (2017). *sensors*. Consulté le 06 06, 2017, sur <http://www.novel.de/novelcontent/sensors>
- Peter, J. (2016, mai). *Etude du bassin-Radioplevimétrie*. Consulté le 07 07, 2016, sur <https://www.gyneobs.com/gyneobs/Radiopelvimetrie.html>
- Statistiques, S. (2017). *FFE statistiques*. Consulté le 12 12, 2017, sur Fédération Française d'Equitation: <https://www.ffe.com/journaliste/Publications/Statistiques>
- Teskan. (2015, novembre 8). *Meskan*. Récupéré sur [equitation science: http://www.equitation-science.co.uk/wp-content/uploads/2013/10/Science-in-the-saddle](http://www.equitation-science.co.uk/wp-content/uploads/2013/10/Science-in-the-saddle)
- TICEM. (2015, juin). *radioplevimétrie TICEM* . Consulté le 10 10, 2015, sur <http://campus.cerimes.fr/media/disquemiroir/2015-06-09/UNF3Smiroir/campus-numeriques/gynecologie-et-obstetrique/mto/poly/11000faq.html>
- UNISCIEL. (2013). *Théorie de l'échantillonnage*. Consulté le 01 01, 2016, sur http://ressources.unisciel.fr/TraitementDuSignal/Semaine09/co/module_Semaine09_6.html
- Van Erck, E. (2017, 06 05). *Equisense, think as one*. Récupéré sur [equisense.com: https://equisense.com/fr/about](https://equisense.com/fr/about)
- Vecchi, F., & Al. (2000). experimental evaluation of two commercial Force Sensor for application in Bioméchanics and motor control.
<https://pdfs.semanticscholar.org/4669/8d021be08519504c9a43501187ee3518f615.pdf>

Annexes

Annexe 1 Dépôt de secret d'affaire

ACTE D'AVOCAT DEMATERIALISE CONSTITUTIF DE L'EXISTENCE D'UN SECRET D'AFFAIRES

IDENTIFICATION DE L'INNOVATEUR

Monsieur Dominique Prin dit « Prin-Conti »
né le 13 mai 1958 à Paris 11ème
de nationalité française
Carte Nationale d'Identité n° 130994100045
Passeport n° 11CI64610
Demeurant : 124 bis rue de Joinville 94100 Saint Maur
Téléphone : 01 48 89 17 69
Mobile : 06 80 93 00 85
email : prin-conti@wanadoo.fr

1 –NATURE DU PRESENT SECRET D'AFFAIRES

Le savoir-faire revendiqué dans le présent acte de protection consiste en un concept et un produit constitué par une plateforme de selle de cheval munie d'un ensemble de capteurs spécifiques et un logiciel permettant de capter, d'analyser, d'interpréter, de modéliser, d'adapter et d'optimiser la position d'un cavalier sur la selle de sa monture que ce soit principalement un cheval ou bien encore, un poney ou tout autre animal quelle qu'en soit la race ou le genre que l'on souhaiterait monter.

Il est momentanément désigné par l'anagramme « ADPC ».

Cette dénomination pourra se voir adjoindre ou substituer toute autre appellation de quelque nature que ce soit afin de désigner ce concept et produit.

2- CONTEXTE DANS LEQUEL PREND PLACE « ADPC »

Dans le domaine de la monte, en particulier des chevaux, il manquait, jusqu'à la conception et le développement de « ADPC », et il était primordial de concevoir et construire un outil pédagogique fiable qui permettrait l'étalonnage précis de l'information ressentie par le cavalier afin de valider la construction perpendiculaire du savoir équestre.

3- LA FINALITE DE « ADPC »

Cet outil consiste en la création d'une plateforme de selle, munie de capteurs spécifiques, qui permet d'analyser et d'approfondir les notions inhérentes à l'adaptation réciproque entre le cavalier et son cheval. A cette plateforme, sont associés des capteurs de forces d'étrivières et/ou d'étriers ainsi qu'entre les rênes et le mors. Le matériel est à la fois orienté pour une étude statique en laboratoire et dynamique sur le terrain du couple cavalier/cheval.

Il se compose d'un programme informatique développé pour ADPC, et d'un équipement adapté qui constitue la partie « hard » de la création.

Le concept est orienté vers une très large utilisation au moindre coût.

4 - DESCRIPTION DU SECRET D'AFFAIRES

Le concept et l'outil « ADPC » est constitué par la synchronisation des données provenant des capteurs spécifiques disposés de façon originale et judicieuse aussi bien sur la selle développée dans ce but qu'entre les étrivières et les étriers ainsi qu'entre les rennes et le mors dont les signaux sont reçus par le programme informatique utilisé à cet effet, analysés et interprétés par lui.

L'ensemble de ces données permet une visualisation de l'assiette du cavalier et une interprétation posturale en tenant compte de son positionnement statique et dynamique sur le cheval ainsi que celui de l'animal lui-même.

Article coupé volontairement pour respecter le secret d'affaire

Annexe 2 Etude préliminaire, effets collatéraux

Cette étude a fait l'objet d'une publication dans *Revue de l'Ostéopathie*. 2013;11(3):5-10

Introduction

L'objectif de ce chapitre est de proposer une méthodologie expérimentale qui permette d'analyser le comportement de l'assiette du cavalier au galop sur simulateur équestre avant et après un traitement d'ostéopathie.

Méthodes

Pour y parvenir, nous avons réalisé un pré test de quantification de la réussite sonore du galop sur simulateur a été validé par 16 cavaliers confirmés aux écuries de Montebello à Maisons Laffitte. Cela a permis de réaliser une étude comparative avec 28 cavaliers confirmés répartis en un groupe pilote et un groupe témoin non traité.

La méthodologie s'appuie sur l'utilisation d'une caméra vidéo HP 485, (30 images par seconde) et le logiciel Kinovea.

Cette analyse vidéo dans le plan frontal en vue de dos, a permis de quantifier la distance de la ligne croisée épaule gauche/sulcus droit et symétriquement épaule droite/sulcus gauche. Nous mesurons la différence de longueur de cette ligne dans les phases hautes et basses du galop à droite puis dans les mêmes phases du galop à gauche. Nous comparons ensuite les différences de longueur entre la ligne gauche (épaule gauche) et la ligne droite (épaule droite).

Résultats

Une ANOVA de Friedman et un coefficient de concordance de Kendal ont validé la répétabilité et reproductibilité de notre test sonore ($p > 0,05$). Une ANOVA à mesure répétées a démontré la significativité de notre test sonore en faveur du groupe traité ($p < 0,05$), et le *post hoc* a déterminé que l'effet était réel pour le retest et le test de rétention ($p < 0,05$). L'analyse vidéo n'a pas permis de conclure car l'effet recherché était de la taille de l'erreur de mesure.

Discussion

Nous nous sommes aperçus, lors de cette expérimentation préliminaire concernant l'étude de la posture du cavalier sur cheval mécanique, de deux effets collatéraux.

2.1.4.1 Effet collatéral en statique

Nous avons observé l'alignement entre le cavalier /la selle/et le cheval. (Figure 71). Sont montrés en croix rouges l'alignement cheval/selle/cavalier. Au départ du test, avant le positionnement de la cavalière sur la selle, les repères sont alignés (selle/cheval). Après positionnement de la cavalière, nous observons un défaut d'alignement entre les trois éléments (selle/cheval/cavalière), alors que le cheval est immobile et stable.

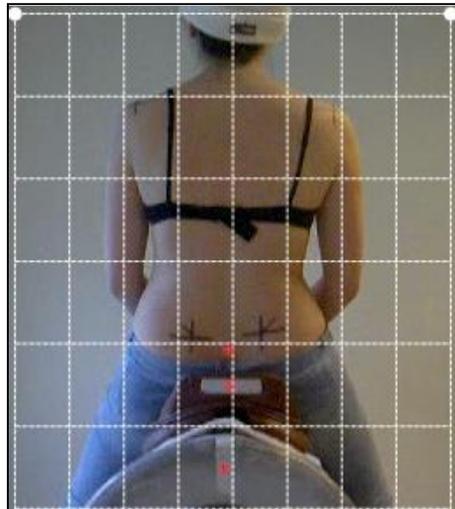


Figure 71 Alignement en statique

En position assise en statique, cette cavalière experte décale la selle vers la droite, alors que préalablement, cette selle est fixée centrée avant la monte. Nous montons sur le cheval par le côté gauche, ce qui aurait dû décaler la selle vers la gauche, car nous appuyons très fortement sur l'étrier gauche pour enfourcher le cheval, ce qui a tendance à faire basculer la selle sur la gauche.

Est-ce l'appui asymétrique du cavalier en place qui fait tourner la selle ? Soit par un appui préférentiel sur une fesse, soit par un appui sur un étrier ? Pour connaître la réponse, il faut analyser deux éléments.

- (i) le différentiel d'appui droite /gauche sur la répartition au niveau de la selle.
- (ii) le différentiel d'appui sur les étriers pour déterminer une asymétrie. Ces deux constatations furent les prémices de nos réflexions pour construire le cahier des charges de notre plateforme posturale.

2.4.1.2 Effet collatéral en dynamique.

La Figure 72 montre un déplacement du cavalier sur la selle et de la selle sur le cheval dans le plan frontal. Les croix vertes et magenta dans l'encadré représentent les alignements extrêmes cheval/selle/cavalier, au galop à droite et au galop à gauche. (Figure 72). Nous observons les déplacements du cavalier sur la selle.

Dans le galop à droite (points rouges) le cavalier se déplace sur la selle vers la droite (<1 cm / à la selle) pendant que la selle semble alignée sur le point de repère du cheval (encadré loupe). Pour le galop à gauche (points verts), le cavalier se porte à gauche (3 cm / à la selle). L'étalonnage nous est donné par la mesure de 40 cm entre les repères du cheval. La précision liée au système d'étalonnage nous oblige à rester prudent.

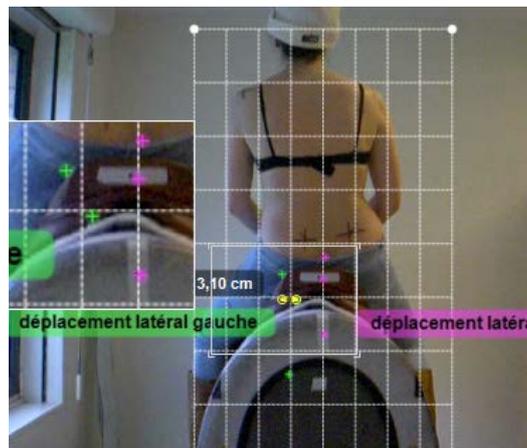


Figure 72 Décalage latéral du cavalier/selle/cheval en dynamique

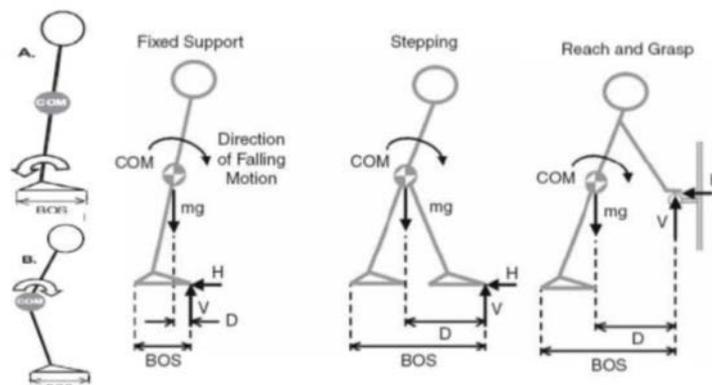
Nous concluons ; Il existe un déplacement du cavalier latéralement sur sa selle, ce déplacement est certainement asymétrique. Il existe un déplacement de la selle sur le cheval qui ne semble pas en rapport avec le déplacement du cavalier. A ce jour aucune étude ne semble s'intéresser à ce phénomène.

Annexe 3 Analyse des mécanismes d'équilibration

1 les mécanismes de l'homme debout

L'équilibration est une fonction sensori-motrice qui assure en permanence la stabilité dynamique de la posture et l'orientation du corps dans l'espace (Massion J. , Postural Control System, 1994). Cette fonction d'équilibration nécessite l'intégration des informations visuelles, des informations vestibulaires et des informations somesthésiques. Ces informations sont analysées grâce aux noyaux vestibulaires du tronc cérébral. (Black, Paloski, Doxey-Gasway, & Reschke, 1995) (Smetacek & Mechsner, 2004).

La pratique de l'équitation possède la particularité de se réaliser grâce à un cheval qui est assimilé à un support immobile dans la plupart de la littérature (Cfr assiette statique et dynamique). En réalité, la pratique de l'équitation fait appel à un animal mobile souvent prévisible et anticipé par une action appropriée par le cavalier (ce que permet le cheval mécanique référent), en alternance avec des séquences motrices parfois imprévues et de ce fait non anticipées (la réalité à cheval). Nous n'entrons pas dans le débat de la réponse posturale automatique ou volontaire. Dans une situation de déséquilibre imprévisible qui engendre un contrôle réactif du système postural, nous devons mettre en place une commande motrice. Cette commande résulterait de la coopération entre une capacité fococinétique² et l'expression d'une capacité posturo cinétique³. Cette coopération fournirait le support postural à la réalisation du mouvement focal en mettant en place des corrections anticipées. (Bouisset, Richardson, & Zattara, 2000). Ce que notre étude ne permet pas d'analyser pour le moment. Il semble normal que l'acte moteur apparaisse comme particulièrement complexe car le système nerveux central doit assurer la commande responsable des mouvements segmentaires. De plus il doit prévoir et réguler un ensemble de commandes parallèles et concomitantes destinées à anticiper les déséquilibres posturaux qui accompagnent inéluctablement la réalisation du mouvement. (Massion J. , 1992). Nous nous concentrons sur les actions prévisibles et anticipées qui demandent une adaptation posturale programmée. Dans ce domaine, les mécanismes d'équilibration sont bien connus et font appel à une double stratégie.



² Réaliser un mouvement volontaire et intentionnel

³ Toutes actions conscientes et inconscientes participant à la réalisation et à la régulation d'un mouvement

Figure 73 Stratégies à support fixe et à changement de support (Maki & Mc Ilroy, 1997)

Dans la stratégie à support fixe, il est couramment décrit deux théories d'équilibration, le pendule inverse avec la cheville (A) comme équilibrateur principal et la théorie de la hanche équilibratrice (B). Quelle que soit la théorie utilisée, elles conservent le CM au-dessus du polygone de sustentation qui est constant.

Il existe une stratégie à support mobile qui mobilise le centre de pression sous le centre de masse.

Deux modèles mécaniques sont à notre disposition, soit l'individu mobilise son centre de gravité ou bien il mobilise son centre de pression pour les conserver à la verticale l'un de l'autre. Ces deux tactiques sont très différentes et possèdent chacune leur contrainte. (Gagey, Bizzo, Ouaknine, & Weber, 2018).

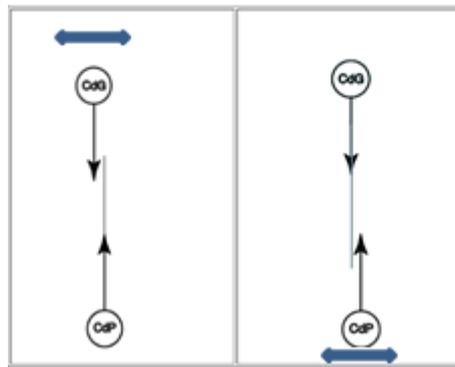


Figure 74 Tactiques de stabilisation (Gagey, Bizzo, Ouaknine, & Weber, 2018) modifiée DPC

La tactique du centre de gravité dépend d'une contrainte temporelle, le nouveau centre de gravité qui permet la stabilisation doit être mis en place avant que la verticale issue de l'ancien centre de gravité ne sorte du polygone de sustentation.

La tactique du centre de pression est soumise à la même contrainte temporelle. Seuls diffèrent les moments d'inertie. Cette tactique utilise deux systèmes, un système inertiel passif et un système actif qui déplace le centre de pression. C'est l'exemple du balai tenu à l'envers avec le manche qui repose sur le doigt de l'équilibriste. Dans la stratégie à support mobile, le segment supérieur est considéré comme responsable du déséquilibre et demande une réaction du segment inférieur pour remettre le CM au-dessus du polygone de sustentation soit par le pas automatique afin d'éviter la chute, soit par le segment supérieur qui va augmenter le polygone de sustentation (intégrer le CM dans le nouveau polygone).

La synergie de ces deux systèmes couplés permet la réaction d'équilibration appropriée et nécessaire au maintien de l'individu dans son cadre de référence et l'orientation du corps en fonction de l'environnement. C'est la prévention de la chute.

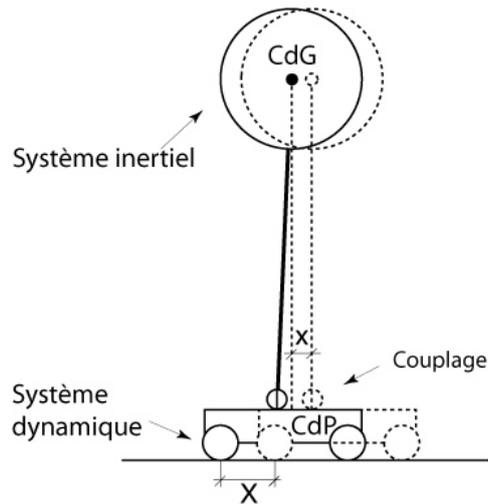


Figure 75 Couplage des deux systèmes (Ouaknine, tactique du pied) (Gagey, Bizzo, Ouaknine, & Weber, 2018)

Ces deux mécanismes couplés conviennent parfaitement à la position assise du cavalier. Ils commanderont le déplacement du bassin sur la selle pour maintenir l'équilibre que l'on appellera stratégie de selle dans notre étude, et le réflexe d'appui sur les étriers pour augmenter la surface du polygone (les mains posées sur l'encolure, ou tirant sur les rênes...) que l'on appellera stratégie d'étriers.

La stratégie à support mobile sera dépendante de la fréquence de fonctionnement du cheval, de l'amplitude et de la direction de l'exercice réalisé.

2 Adaptation à la position équestre

Nous allons définir grâce à ce système explicatif les deux mécanismes liés aux différentes stratégies d'équilibration, la stratégie de selle et celle d'étriers. Nous analysons la position du cavalier sur le cheval mécanique, dans le plan frontal (médio-latéral) et le plan sagittal (antéropostérieur).

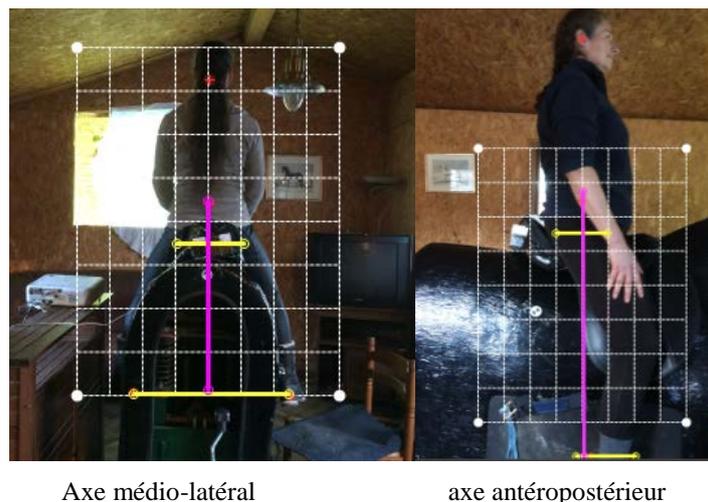


Figure 76 Projection du centre de masse sur les deux polygones de sustentation. (col privée)

En jaune les lignes horizontales qui correspondent aux deux systèmes d'équilibration dans le plan frontal à gauche et dans le plan sagittal à droite. La ligne jaune supérieure correspond au système de selle,

l'inférieure au système d'étriers. La ligne verticale représente la projection du centre de masse sur le polygone de sustentation du système considéré. La distance considérée entre les deux appuis (selle/étriers) dépend de la longueur du membre inférieur du cavalier et surtout de la discipline pratiquée. Il existe deux façons de monter à cheval en fonction de votre objectif équestre. Soit vous pratiquez le dressage et votre assiette est couplée au mouvement du cheval en permanence, soit vous pratiquez le saut d'obstacle et votre assiette est mobile au-dessus de vos pieds et du centre de gravité du cheval. La première mobilise une stratégie de selle avec une distance bassin/pied la plus grande possible alors que le CSO mobilise une stratégie d'équilibration mixte, en alternance entre l'appui sur les étriers et l'appui dans la selle en fonction de la phase du saut considérée. La différence notable entre ces deux pratiques est dans le réglage de la longueur des étriers, c'est-à-dire la distance qui sépare l'appui sur la selle de l'appui sur les étriers. La diminution de cette dimension permet au cavalier de CSO d'être extrêmement mobile au-dessus de la selle et d'amortir au mieux les phases d'ascension et de réception du saut. Le raccourcissement de la longueur des étrivières permet de diminuer cette distance. De ce fait la distance entre le centre de masse et l'appui sur les étriers diminue. Le bassin du cavalier de dressage est comme 'collé' à la selle. Cette stratégie d'équilibration spécifique permet de libérer le membre inférieur de sa tâche de rattrapage d'appuis et d'équilibration. Cette libération est une nécessité technique qui autorise l'utilisation de ce membre libéré comme une aide pour la conduite du cheval. Cette aide supplémentaire permet le dialogue avec le cheval et la réalisation de figures spécifiques à cette discipline. Cette stratégie de selle bien comprise permet aussi de commander le déplacement du cheval. Par un appui préférentiel sur une partie de la selle, le cavalier expert mobilise le centre de masse du cheval, ce qui permet d'orienter l'équilibre et le déplacement du couple dans une direction précise.

Dans cette analyse, nous sommes confrontés à une problématique environnementale (de par la nature même de l'équitation) et de point fixe. Environnementale car le support est mobile, et point fixe car la tête est soit stable et le système est en équilibre en dessous, soit instable et elle perturbe les stratégies d'équilibration suivant l'analyse ci-dessous. Quel que soit le sport pratiqué, la stabilisation de la tête est fondamentale. Au cours des mouvements, cette stabilisation est intermittente et dépend de l'orientation du regard, elle assure la cohérence de la perception et la congruence des informations visuelles, vestibulaires et proprioceptives (Vitte, 1995). La fixité de la tête semble devenir un axe primordial de stabilité à encourager lors de l'apprentissage de l'équitation pour permettre une meilleure gestion des stratégies en facilitant le segment supérieur comme fixe. (Olivier, Faugloire, Biau, Lejeune, & Isableu, 2017).

En analysant en stratégie de selle (CdPs) et stratégie d'étriers (CdPe), nous analysons en faisant une analogie avec stratégie de hanche (CdPh) et stratégie de cheville (CdPc). Or ce phénomène est très bien expliqué depuis 2014 grâce à Bonnet et col. (Bonnet, Cherraf, Szaffarczyk, & Rougier, 2014). Ils ont suggéré que les corrélations croisées pouvaient porter sur les aspects spatiaux et temporels de la contribution des mécanismes. Les analyses de corrélation croisées quantifieraient si les mécanismes sont actifs au bon moment ou pas, et par conséquent leur degré d'efficacité. Ils ont réalisé une expérience pour montrer que les deux analyses (analyses d'amplitude et de corrélations croisées) ne portaient pas sur les mêmes aspects de la contribution des mécanismes. Ils ont postulé que la contribution en amplitude et la contribution active devaient être contrastées entre les conditions pieds serrés et pieds écartés par rapport à la condition pieds en position standard. D'un côté, la contribution en amplitude devait diminuer, car le bras de levier entre le corps en position verticale et la

localisation de la force d'action du pied au sol est diminué par rapport à la position pieds écartés. Ainsi, une même force – contribution en amplitude – appliquée sur chaque appui devrait être moins efficace et donc moins grande avec les pieds serrés. Les résultats ont conforté ces hypothèses montrant que les analyses d'amplitude et de corrélations croisées ne pouvaient pas porter sur les mêmes aspects de la contribution des mécanismes. (Cfr fig projection des centres de masse sur les polygones de sustentation)

Ce qui expliquerait que lors de la pratique équestre, non seulement il y a alternance de régulation entre les stratégies, mais qu'il existe une utilisation combinée des stratégies en fonction des axes de mobilité considérés. En effet, l'écart des appuis dans l'axe médio-latéral rapporté à la stratégie de selle présente une longueur moindre que l'écart entre les deux étriers. Il en découlerait une facilité d'utiliser le mécanisme spatial (CdPe), sur cet axe si le mécanisme temporel actif (CdPs), est dépassé. Une force de même amplitude sur une stratégie de selle sera moins efficace qu'une même force appliquée sur une stratégie d'étriers.

3.2.1 Stratégie mixte sur l'axe médio-latéral

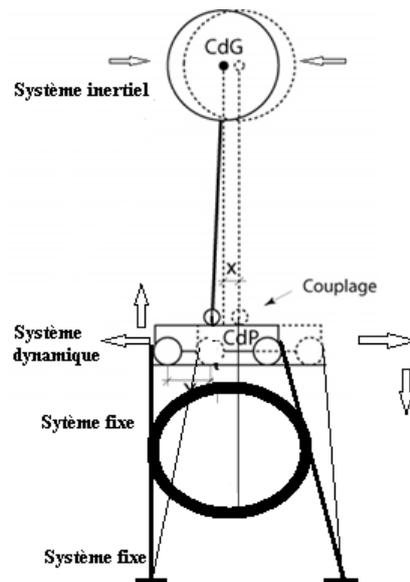


Figure 77 Stratégie mixte dans le plan frontal (adaptation personnelle)

Cette stratégie sur l'axe médio-latéral est assez facile d'adaptation pour le cavalier novice puisqu'elle correspond à celle utilisée debout. La notion environnementale à elle seule peut expliquer les perturbations d'ordre sensori-motrices. La non fixité de la tête ne semble pas être un élément très perturbateur sur cet axe en regard de l'écart des étriers et de leur possible fixité. C'est pourquoi cette stratégie d'étriers est très prisée et efficace.

3.2.2 Stratégie du novice axe antéropostérieur

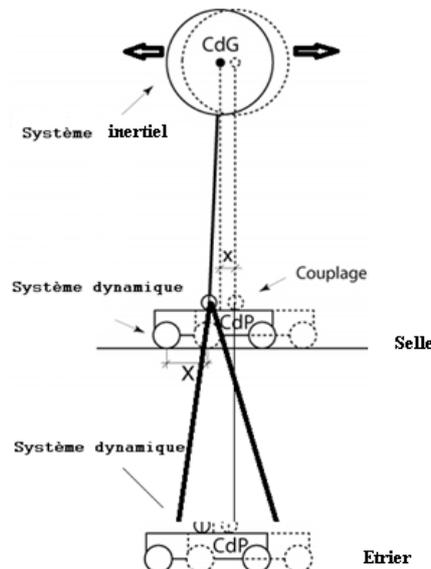


Figure 78 Stratégie du novice plan sagittal (adaptation personnelle)

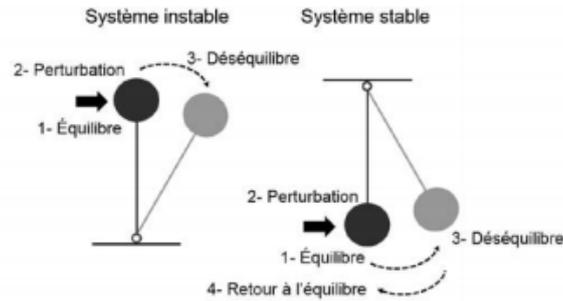


Figure 79 Système instable et système stable (Noé, 2016)

Si la tête reste fixe malgré les conditions environnementales, le système d'équilibration est dit stable d'après Noé (**Erreur ! Source du renvoi introuvable.**), alors peuvent s'appliquer aisément les aspects spatiaux et temporels des mécanismes d'équilibration. La régulation simultanée et coordonnée des stratégies devient efficace et l'équilibre du cavalier effectif. La sensation egocentrique du déplacement rejoint celle exocentrique de l'environnement.

Si la tête devient un élément perturbateur de la stabilité du système, alors il y a aussi perturbation et désaccord entre la sensation egocentrique du déplacement et celle exocentrique de l'environnement. Les organes otolithiques et les canaux semi circulaires situés dans l'oreille interne (indicateur de verticalité, accéléromètres linéaires et rotatoires) constituent un référentiel extrêmement précis de l'orientation spatiale par rapport au vecteur gravitationnel ainsi que du positionnement de la tête dans l'espace. Si cette information devient un stimulus déstabilisant et perturbant pour les repères d'équilibration, alors la dérégulation de la coordination des stratégies devient évidente. Le novice n'ayant pas la capacité de faire le choix stratégique judicieux, il se raccroche à une sensation connue, celle de la stratégie d'équilibration automatique acquise par la position debout en appui sur les pieds. Cela explique sa stratégie préférentielle sur les étriers.

3.2.3 Stratégie de l'expert axe antéropostérieur

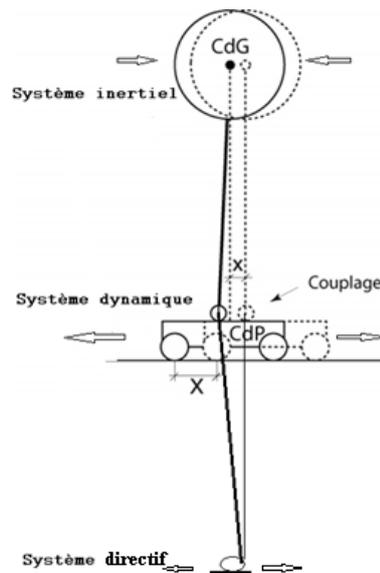


Figure 80 Stratégie de l'expert en dressage, plan sagittal (adaptation personnelle)

Les résultats de Stapley (Stapley, Pozzo, & Grishin, *The role of anticipatory adjustments during whole body reaching movements.*, 1998) (Stapley, Pozzo, Cheron, & Grishing) portant sur l'exécution d'une tâche de saisie manuelle d'objet placé au sol, a révélé pour des tâches mobilisant l'ensemble du corps, que l'effet mécanique des Ajustements Posturaux Anticipateurs (APA) est de créer les conditions dynamiques permettant de déplacer le centre de gravité vers le sens du déséquilibre. Cette capacité est appelée capacité posturo cinétique et ce d'autant plus que la base posturale est mobile. Il semblerait que les experts soient capables d'anticiper les réactions posturales déstabilisatrices en mobilisant leur centre de masse dans la direction du mouvement (stratégie de selle) et utilisent ce système de régulation posturale, plus performant en créant leur propre accélération du système.

Ces analyses sont corroborées par l'étude réalisée par Dubrulle et Al, présentée lors des JRE de IFCE (Dubrulle, *Compétence équestre et cinématique rachidienne du cavalier*, 2017). Il analyse, sur le même type de cheval mécanique, le déplacement du rachis de trois groupes de cavaliers novice, confirmé et expert. Il a utilisé le système d'analyse et d'enregistrement du mouvement, BioVal® développé par la société RM Ingénierie. Ce dernier utilise des capteurs inertiels sans fil qui reprennent la technologie du Motion Pod® usuelle en Motion Captur. Il conclue :

« -pour le groupe novice, une grande rigidité des membres inférieurs qui viennent se plaquer sur les flancs du cheval, réduisant alors leur mobilité ; ceci induira une rigidité pelvienne.

-pour le groupe confirmé, un début de fixité globale du rachis, un début de mobilité pelvienne, et une tendance à s'adapter au rythme du cheval en utilisant sa cambrure lombaire.

-pour le groupe expert, une position de rectitude totale avec une très faible amplitude de variation globale du rachis, le bassin sera très mobile avec des membres inférieurs eux aussi très mobiles assurant ce que la littérature équestre nomme le liant du membre inférieur du cavalier. »

3.2.4 Stratégie spécifique au saut d'obstacle axe antéropostérieur

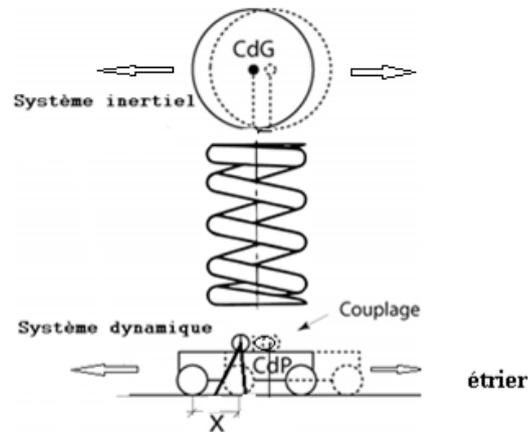


Figure 81 Stratégie spécifique au CSO, plan sagittal (adaptation personnelle)

Le bassin du cavalier de saut d'obstacles est mobile au-dessus de la selle et son membre inférieur participe activement au maintien de l'équilibre du cavalier. Il pratique une stratégie spécifique en appui bipodal genoux fléchis. La condition debout (en appui bipodal) ou position érigée possède 2 fonctions. D'une part, cette position a une fonction antigravitaire, c'est-à-dire que l'agencement des segments corporels permet à l'organisme de rester en équilibre et d'autre part de se préparer à réagir en fonction des caractéristiques physiques de l'environnement. (Paillard, 2016). Cette stratégie permet l'amortissement des impulsions anti gravitaires et les réactions d'équilibration aux actions déstabilisatrices fococinétiques.

3.2.5 Les limites de la stabilité en équitation

Or en équitation, nous sommes en mouvement, le seul moment d'immobilité serait l'immobilité du cheval. Même demandée et obtenue, cette immobilité reste très fugace.

Les limites de stabilité équestres en position assise (chapitre analyse comparative de la position assise/ debout) représentent un cône elliptique pointe en bas centré sur le bassin du cavalier avec un petit axe antéropostérieur de 75° et un grand axe médio-latéral de 90° . L'instabilité semble moins importante de 15° dans le plan frontal grâce à une stratégie d'étriers prépondérante dans cet axe, la base de sustentation étant plus grande.

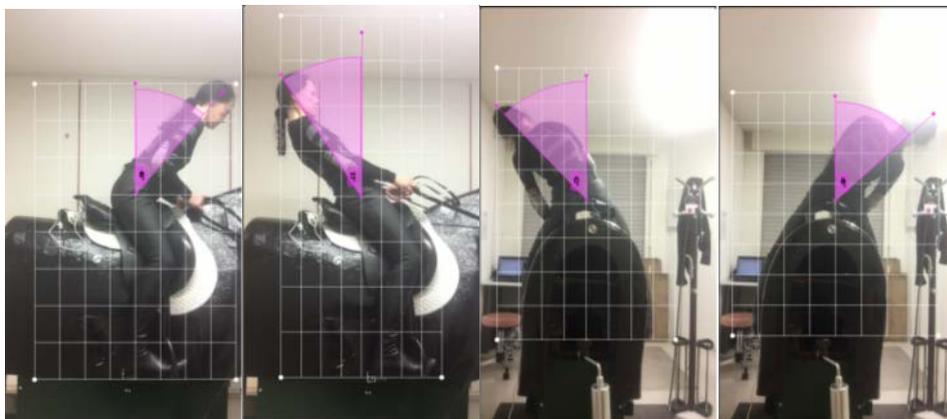


Figure 82 Angulation des limites de stabilité (col privée)

4 comparaison norme debout/ assis

Nous proposons de comparer les données posturales de l'homme debout issues de la littérature et fournies par les normes AFP 85 avec celles que nous annonçons pour le cavalier assis.

Tableau 34 Tableau comparatif Statique ADPC/Normes AFP85

Statique global		Comparatif Global YO		Comparatif Global YF	
		adpc	Afp 85	adpc	Afp 85
X _{moyen} (mm)	Moyenne	0,0	1,1	0,0	0,3
	Ecart type/étendue	0,2	-9.6 11.7	0,2	-10.5 11.1
Y _{moyen} (mm)	Moyenne	0,0	-29,2	0,0	0,3
	Ecart type/étendue	0,5	-57 -1.5	0,6	-51.4 -3.6
LSK (mm)	Moyenne	32,4	429,0	27,3	613,0
	Ecart type/étendue	10,0	307 / 599	6,0	346 / 880
Vitesse moyenne (mm.s-1)	Moyenne	0,6	10,6	0,5	11,5
	Ecart type	0,3	3,7	0,2	3,4
Surface Ellipse (mm ²)	Moyenne	0,0	91,0	0,0	225,0
	Ecart type/étendue	1,0	39/ 210	0,0	79/ 638
LFS	Moyenne	948,9	1,0	1321,0	1,0
	Ecart type/étendue	335	0.72 / 1.39	409	0.7 / 1.44

A la lecture des données du tableau, les valeurs comparées ne sont pas de même grandeur, bien que les données soient recalculées au même standard d'observation sur 51.2 s, qui est le temps recommandé pour une observation. De plus notre analyse utilise les écarts types tandis que les normes AFP déterminent une étendue. Pour X_{moyen} nos valeurs semblent correspondre autour de la position centrée. Il en serait de même pour Y_{moyen} si l'on tenait compte du décalage du centre de pression sur AFP 85 lié probablement à la pointure du sujet. Il est logique que notre LFS soit très grand car notre SEL est très petite comparée à AFP85. Au regard des autres données (Vit_{moyenne}, SEL, LFS), la position assise semble beaucoup plus stable que la position debout. Nous pourrions croire en une Lapalissade, si ce n'est que le résultat est démonstratif. La position assise sur selle semble très économique pour le système postural fin.

En position debout, la modélisation biomécanique utilise la stratégie du pendule inversé. Les limites théoriques de stabilité sont de 12 degrés dans l'axe antéro-postérieur et de 16 degrés dans l'axe médio-latéral. La répartition est la suivante : 8 degrés vers l'avant, 4 degrés vers l'arrière et 8 degrés de chaque côté. Cela détermine un cône dans lequel le déplacement du centre de gravité ne nécessite aucun mouvement de rattrapage pour rester au-dessus du polygone de sustentation. (Hamman et Al, 1992).

En position assise, les mesures relevées chez notre cavalière experte donnent des limites réelles de stabilité de 75° dans l'axe antéropostérieur et de 90° dans l'axe médio-latéral, réparties comme suit : 40° vers l'avant, 35° vers l'arrière et 45° de chaque côté. Manifestement les limites ne sont pas de même ordre. La modélisation biomécanique utilise les stratégies du pendule inversé en statique et aussi celle du pendule simple qui semble être la référence en dynamique équestre.

Nous ne pouvons pas pousser plus loin notre comparaison.

Annexe 4 Article in ‘Journal of Sport Science’

Validation of a low cost horse saddle stabilometric platform to analyse the rider's balance

Dominique Prin-Conti¹, William Bertucci¹, Karl Debray²

¹PSMS Laboratory, EA 7507, UFR STAPS, URCA, 51100 Reims, France

²GRÉSPI MAN, EA 4694, URCA, 51100 Reims, France

Abstract: The purpose was to create a stabilometric platform to analyse the rider's balance. After anatomical and saddle's mark study, four bones support points representing the rider's base were determined, that will allow the construction of our rider posture diagnostic aid platform. The sensors profile was realized and the stirrups dynamometers were calibrated through an extensometry study. To validate by comparison with a stabilometric platform (OIML 6000 sensors), one series of 28 observations under the same conditions were carried out (the two platforms adjusted one on the other), statistical analyses on the X and Y axis were performed; normality distribution test (S-W), t test and non-parametric Wilcoxon-Mann-Whitney test (p-value>0.05). To analyse our two methods of measuring the centre of pressure position, a Bland-Altman analyse has been plotted and the intra class correlation value computed. The Bland-Altman graph showed a small bias value ($-0.4 \pm 0.8\text{mm}$) with acceptable limits of agreement for rider balance analyse. The results of the present study suggested that the new platform was accurate and reliable and could be used for further prospective studies in order to optimise the rider's posture and preserve the horse's health.

Keywords: low-cost; new device; rider balance; centre of pressure; stabilometric platform.

1 Introduction

The goal of this study is to create and scientifically validate a new equestrian device allowing the determination of a sitting equestrian postural norm in order to optimise the rider's balance and to preserve the horse's health. Subjective assessment of positional faults appears to be difficult. A panel of 5 experienced judges and trainers evaluated 60 horse and rider combinations according to the presence of 16 postural deviations. There was no statistical agreement between the assessments [1]. Reference [2] has summarized the characteristics of equine gaits that affect the rider's position, movements and forces. A preliminary investigation of subjective assessment of rider technique and the detection of performance deficits suggests that it is difficult for trained equestrians to perform consistent evaluations. The use of objective research methods is necessary. Reference [3] has shown that the motion pattern of a well-ridden horse varies less than the motion pattern of an unriden horse. There are devices used in saddle fitting studies that can accurately determine the saddle position on the horse's back in order to obtain the perfect match between the saddle and the horse [4].

These mats are placed under the saddle, and we can computerised and deduce the rider's Centre of Pressure (CoP). With the growing experience of the participant, an increase in pressure occurred on contact of the horses back as well as in the stability of the CoP, evaluated by an elastic pad, Novel Pliance System, 30 Hz, 224 sensors [5]. Thus, the asymmetrical loading of the horse's back and different rider's positions on a standing horse were evaluated [6]. A study of postural and functional asymmetries of riders failed to find a discrepancy in leg lengths, with stratification by years of experience and competitive level [7] [8]. Reference [9] quantify the force on the horse's back in sitting and rising trot by using kinematic data of the rider. The assessment of human pelvis kinematics in dressage riding has been done by an inertial sensor-based method. They showed that even between two riders of comparable riding level, significant differences in ROM (range of movement) of the pelvis can be found while riding the same horse [10]. Asymmetries in the rider's position or movements change the loading pattern on the horse's back and can alter the horse's locomotion [11] [12]. The proper rider's postural balance is both decisive for the good running of the horse, for the rider's and horse's performance [3] [13] [14] [15], as well as the defective rider posture, strength used or technical level [16] [17]. There are other attempts to objectify the rider's pressure on the saddle [18]

Corresponding author: William Bertucci, PSMS Laboratory (EA 7507), UFR STAPS de Reims, Chemin du Roulier, 51687 Reims, France. E-mail : william.bertucci@univ-reims.fr

[19] [20]. However, the results of these previous studies must be analysed with caution because the devices are not statically validated, (only one run and one horse) and no technical note about. There are equestrian simulators analysing the rider's balance, but no technical note published [21] [22]. All these studies are based on the interpretation of the rider's support through the saddle transmission forces with elastic pad under the saddle; rider's kinematic by imaging and inertial units. Stirrup forces were measured in sitting and rising trot by Femke E. van Beek, de Cocq P., Timmerman M., Muller M, and concluded that a combination of stirrup and saddle force data can provide additional information on the total loading of the horse by a rider [23]. Reference [24] concluded that a better understanding is required, he need to know how to measure changes and different works patterns in moving horses, which are also affected both by the saddle and by the rider's ability to adjust their movements to accommodate the mechanical interaction with the horse. To allow the measurement of forces applied both on the saddle and on the stirrups, it is necessary to create and validate a new device.

2 Materials and Methods

2.1 Saddle platform

A template was designed after a saddle marks and anatomical measurements that allow the ergonomic construction of the new device named: 'Aide au Diagnostic de la Posture du Cavalier' (Rider's Posture Diagnostic Aid) ADPC platform. The new ADPC will be created from anatomic and pelvimetric studies of the pelvis (data not shown, Business Secret Act KHP INT LTD registered to number 07469216). The saddle mark measurement's results and the pelvimetric study's analyse determined a four bones support delimiting two specific diameters representing the rider's base. The pubis in front associated with the sacrum / coccyx couple behind determine the anteroposterior axis (Y) and laterally ischial tuberosities the mid-lateral axis (X). These four zones have been relevant to design a template. In order to measure the load according to the different axes, we used four sensors Flexiforce FSR 400 [25]. These sensors were adapted to the saddle and resistant to friction. The acquisition chain included the analog domain with the sensors, the signal shaping circuit, the acquisition card which transforms the electrical

signal into a digital signal and the digital domain with the computer processing unit, and the software STO[®]. The software has been created for the ADPC platform, sensor calibration, specifics rider's parameters, ludic and work screen, data analyses as shown in figure 3. We calibrated several load sensors from a range of 0 to 190 N. All these tests were made with an electrical resistance value of 3 K Ω because it was value tested by the manufacturer (and the values were giving the most linear response according to the intensity of our loads). Sensors were positioned under a leather cover to protect them.

2.2 Stirrup sensor

For the stirrup forces collected data, dynamometer Load Cell CZL301C [26] placed between the strap and the stirrup (Fig 1) was chosen. Their response patterns was studied with a Gunt WP 120 (Hamburg) testing device at IUT with double check of the exerted force, a Wheatstone bridge torque sensor, range 0 to 1000 N with safety up to 150% of the maximum tolerance value as shown in figure 4. A SEN-13879 amplifier to amplify the electrical signal was used with an Arduino Acquisition Card, the Arduino[®] soft was modified STO[®].

2.3 Methods

In the purpose of validating the new ADPC, this platform was superimposed on a stabilometric platform (Dune PL0002 with OIML 6000 sensors allowing an accuracy ± 0.1 mm), centroid on centroid, mid lateral axis ADPC on mid lateral referent axis and anteroposterior axis ADPC on anteroposterior referent axis. This device provides the same biomechanical data (centre of pressure displacement measurements on the X and Y axis) as the new ADPC platform.

For the validation protocol, the force (510 N) (53 years, 1.63 m, mass 51 Kg, BMI 19.2 Kg / m²) shown in Fig 1 was applied by one subject standing on the platforms (feet centred on the platform, tight feet, propped up by a posterior marker). One series of 28 observations under the same conditions were carried out. Electric zero was sought to stall ADPC on Dune. The subject climbed onto the platforms and looked at a target in front of his eyes at a distance of one meter. The both records were manually launched at the same time for duration of 25.6 seconds, half recording time calibrated by the

reference platform. Data collection was carried out by both Equilibre[®] and STO[®] software. The centre

of pressure position was studied on two dimensions; (X axis mid-lateral and Y axis anteroposterior).

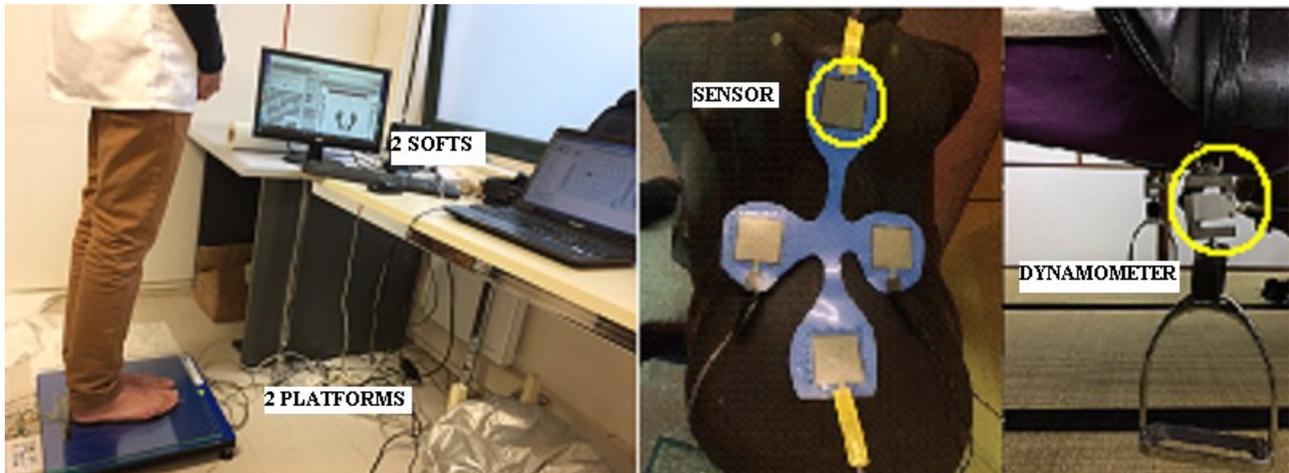


Fig. 1 Experiment of new horse saddle instrumented (ADPC), sensor, and dynamometer.

Left side, the subject centred on both platforms; in the centre the ADPC platform on the saddle; on the right, the stirrup sensors (dynamometer)

A descriptive analysis of our variables was performed, using mean and standard deviation (SD), coefficient of variation (CV), a normality distribution test by Shapiro-Wilk, a two-sided t test for paired samples, and non-parametric Wilcoxon-Mann-Whitney test using ranks for independent

sample. To analyse our two methods of measuring the same phenomenon (centre of pressure position) a correlation between the two devices was determined. The Bland-Altman analyse has been plotted and the intra class correlation value compute

3 Results

3.1 Saddle sensors

The smoothing law for the FSR sensor's behaviour used a logarithmic form: $y = 0.8254 \ln(x) + 1.2061$ with $R = 0.996$. The trend's result of drift versus load was $0.8 \pm 0.2 \text{ bit.s}^{-1}$. The manufacturer's response time data is 2 ms^{-1} .

3.2 stirrups dynamometers

The stirrups dynamometers study showed a monotone behaviour of 0 to 1250 N. ($y = 0.0959x + 0.1371$ and $r = 1$).

3.3 Descriptive analysis

Table 1 Comparison (n=28) of the centre of pressure on X and Y axis between the referent device and the new ADPC.

	Platform	mean (mm)	SD (mm)	CV (%)	Bias (mm)	confidence interval (mm)	limits of agreement (mm)
X axis	Ref	-3.8	1.6	42	-0.4	-0.4±0.8	-0.4±3.9
	ADPC	-3.4	2.2	108			
Y axis	Ref	-10.6	5.7	38	0.7	0.7±0.90	0.7±4.5
	ADPC	-11.3	5.2	28			

Ref is referent platform. ADPC is low-coast platform. Bias is the average of the differences between the two platforms; the confidence interval is used to quantify the confidence we can have in our bias estimate. The interpretation of the limits of agreement is done in relation to the research context.

The values (X_{mean} , Y_{mean}) obtained by the two methods and described in table 1 were not significantly different between the two devices for

the two axes, but on the X axis, the CV ADPC device is bigger than the referent, which does not discredit the X_{mean} solidity (Table 1).

3.4 Bland and Altman analyse

The Shapiro-Wilk test showed a normality distribution. The bilateral t test showed that the two means are similar ($p\text{-value} > 0.05$). To confirm, the unilateral Wilcoxon-Mann-Whitney test showed that the two series of data were on the same distribution ($p\text{-value} > 0.05$).

The Bland and Altman analyse shown in fig 2 reveal that the mid lateral axis (X), mean bias was -0.4 ± 2 mm with 95% limits of agreement of the bias from -4.3 to 3.6 mm. The relationship (the Pearson Correlation Coefficient between referent platform considered like reference and ADPC data

on X axis) can be described by the following equation: X (stabilometric platform (mm)) = $(0.3394 \times X \text{ ADPC}) - 2.6544$ ($r = 0.46$). For the X axis, our judgment of meaning is not asserted, but our judgment of interpretation is based on the Bland-Altman graph which shows a very small bias value. The Bland and Altman analyse for anteroposterior axis shows that Y_{mean} bias of 0.7 ± 2.3 mm with a 95% limits of agreement of the bias from -3.8 to 5.3 mm. The Pearson Correlation Coefficient showed that the relationship between referent platform and ADPC on Y axis can be described by the following equation: Y (referent platform (mm)) = $(1.0041 \times Y \text{ ADPC}) + 0.7556$ ($r = 0.91$).

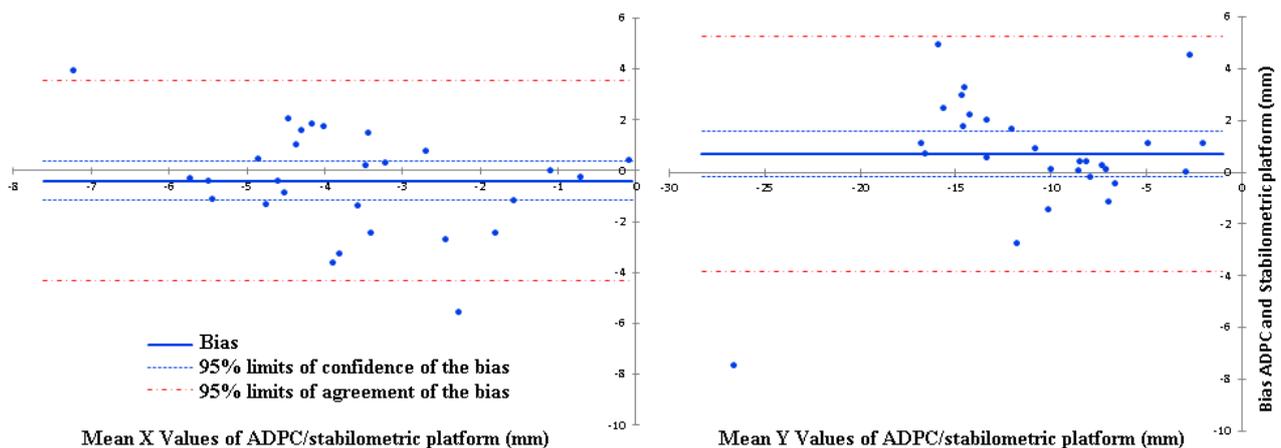


Fig. 2 Bland Altman graphics for mediolateral (X) axis and anteroposterior (Y) axis.

In blue line the bias, in dashed blue the confidence interval of the 95% bias and in red dashed the 95% confidence interval of the differences. In the left side, X axis (mid-lateral) analyse and in the right part for the Y axis (anteroposterior).

4 Discussions

The results of a study conducted with 125 subjects showed that the width of the ischial tuberosities supports of 5 subjects was out of the platform (too narrow and too wide), and that the length corresponded to the entire population studied (age 34 ± 15 years, size $168,5 \pm 8,7\text{cm}$, weight $66,7 \pm 12,8\text{Kg}$, BMI $23,4 \pm 3,8 \text{ Kg/m}^2$, riders an no riders). The ADPC platform proportions (length and width) correspond to 96 % of our population. The result allowed the choice of FSR sensors with

identical response patterns to pair them. The new device is suitable for the majority of riders. The sensors protect proved effective and comfortable for the users. Pliance Novel © has created a unique material for the objective analysis of the distribution of pressure exerted by the rider through the saddle on the horse's back [18]. To our knowledge, the presence of a pressure sensor mat placed on the saddle appears for the only time in this study, unfortunately no technical information has been published on the subject.

For the stirrups dynamometers showed in figure 4, we observe an inflection of the curves beyond 1250 N of stress. We know that their range of use is from 0 to 1000 N, we have a security of 25%, giving us a range of use from 0 to 1250 N. We are certain to have sensors that will cash the mass of riders when standing on the stirrups, such as CSO riders, or during a trot phase removed. The pic of raw stirrup force measured at rising trot does not exceed 900 N with 23 riders (mean age 18.0 ± 1.7 years; height 1.70 ± 0.01 m; mass 61 ± 1 Kg) [23].

The results suggest that there was no difference of the centre of pressure in X and Y axis for stabilometric platform take in reference and ADPC devices (Table 1). The Bland-Altman graph showed a very small bias between the two devices (Fig 2). The zero baselines were systematically included in the 95% confidence intervals. All the variables moved in the same direction and with similar amplitude. The difference between the reference device and the new ADPC device can be considered acceptable for the measurement of rider's balance. Given the context of use, we consider these values to be consistent. The results suggested that the new platform ADPC was accurate and reliable. As the CV score on the x-axis is smaller for referent platform, the x-axis correlation analysis approves this difference with $r=0.46$. A second study with a series of 16 observations, (55 years old, mass 72Kg, size 1.70 m, BMI 24.91 Kg / m²), is carried out under the same experimental conditions, confirmed the results (bias -0.2 ± 2 mm and -1.1 ± 3.7 mm, respectively X axes and Y axes). Both studies showed a negative bias, which explained that ADPC returns data that is inferior to the referent platform. This second study did not confirm the CV difference on the X axes (76 and 96%), Y axes (89 and 60%), respectively referent/ new platform). Even though the CVs seem high, this is due to the near-zero value of the mean measured, so the CV flies off. They are still the same size.

The Fig 3 shows the displacement of the centre of pressure during an experimental sitting trot session. In this graph, all the points are positive on the anteroposterior axis, then the rider is in support forward, on the mid-lateral axis the majority points are positive, then the rider is in support on the right. Fig 4, shows a more important support on the left stirrup (red line). The posture analysis reveals that the rider has an asymmetrical dynamic balance on the saddle.

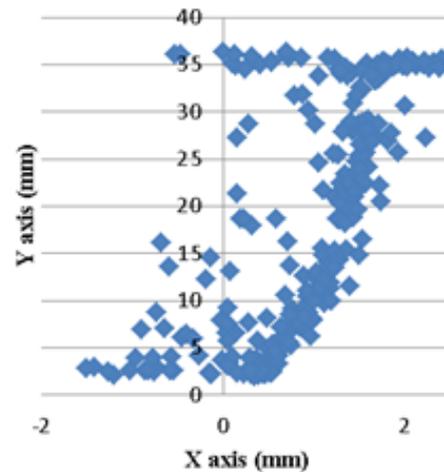


Fig. 3 Example of Saddle centre of pressure (on X and Y axis)

Example of displacement of the centre of pressure (mm) on the saddle, during a test. Positive displacement on y-axis translates forward motion, positive displacement on x-axis translates rightward shift.

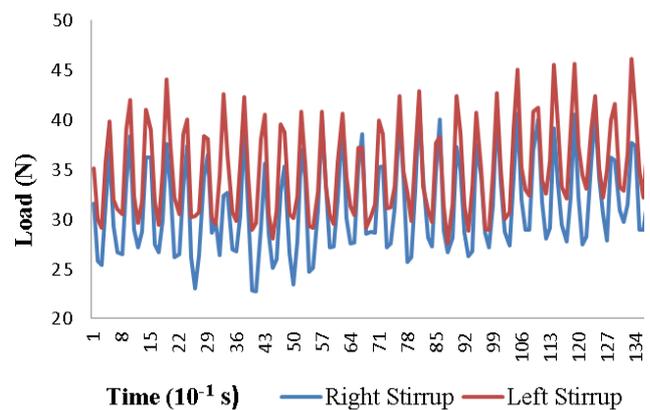


Fig. 4 Example of stirrups load measurements with ADPC device for one rider (510 N) on horse simulator trotting 1.4 Hz.

Sample graph of the load (N) applied to the stirrups / beats during a test, the blue line corresponds to the force exerted on the right stirrup, the red one to that exerted on the left stirrup.

4.1 Limits

Saddle sensors are passive with a lifetime > several millions of requests. In view of the extreme conditions of use, we do not know their duration in time.

It is likely that the shift from the manual start of the data record changes the exact data correlation and influences our results. The relative error computed is 1.95% for half a second of discordance. In this search context, even with 1.95% of relative error, the results remain concordant.

We are critical of the risk of over / under-estimating the vertical component or the reality of the total pressure exerted on the saddle, for several reasons: (i) the force component is not systematically normal to the surface of the sensor as shown in Fig 5, (ii) the shear forces are not known and (iii) the dispersion of forces related to the thighs support on the sides of the saddle is not recorded, illustration in Fig 6.

Mean normalized total force measured on a saddle-mounted horse was lower than expected, observed in an analysis with Pliance Novel mat (60 Hz) positioned under the saddle, for the comparison of riding with and without saddle [27]. This is confirmed by de Cocq, Duncker, Clayton, Bobbert, Muller, & van Leeuwen [9] and Femke, van Beek, de Cocq, Timmerman, & Muller [23], who ask the question if the whole vertical force is displaced to the stirrups during the standing phase or if the rider also uses the friction on other surfaces of contact with the horse. The proportion of forces exerted by the thighs support of the riders on the saddle side (quarters), figure 6, and the proportion of the forces exerted on the stirrups, allows (i) a relative safety as for the forced use of our sensors, and (ii) certainly induces a calculation error on the distribution of the riders mass.

In addition, the shape of the horse, and ispo-facto the shape of the saddle, affect the application incidence angle of the force applied on the sensor, shown in Fig 5. If we knew the incidence angle θ , we could deduce (i) the normal force exerted by bone support ($mg \cdot \cos\theta$) on the surface of the sensor and (ii) the sliding force ($mg \cdot \sin\theta$). We are able to determine the CoP displacement, but we can't exploit these data to analyse the total force exerted on the saddle.

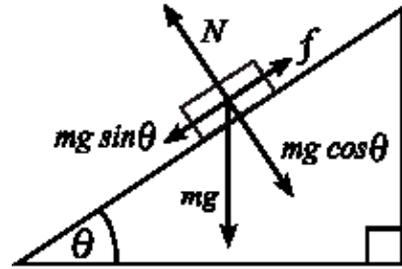


Fig. 5 Analysis of the forces decomposition exerted on the saddle sensor

m = mass of the subject, g = acceleration, θ = measured inclination angle / horizontal

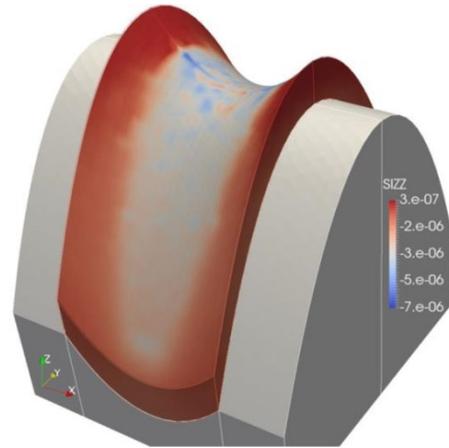


Fig. 6 Iso-values illustration of the pressure on the saddle with friction

Preliminary SIZZ representation of the most stressed zones present on the static vertical axis, at the interface of the rider and the saddle. The side faces of the saddle participate in the dispersion of the pressures exerted by the rider.

4.2 Contributions

The Cop of our study is characterized by variables X_{mean} , Y_{mean} , (and their respective standard deviation). At the moment, the equestrian literature is limited to the use of the variables (range of X and Y) that characterize the CoP. The position of CoP is calculated on the basis of the amplitude and distribution of forces applied to a pressure sensor mat (under a saddle) and allows the calculation of the amplitude and speed of CoP displacement. These parameters provide a basis for understanding the implications of the variations that can be created during riding on the rider's postural control [5] [28] [29] [30] [31]. Each element in interface between the rider and the horse (the saddle, the stirrups, the mat) must be analysed separately in order to know

their isolated effect on the variable CoP [6]. This's what our new device does by differentiating the rider's support between the saddle and stirrups. We highlight the need for a common CoP analysis methodology in order to pool or compare our results.

Our originality is to have created an independent device, independent to the saddle and independent of the stirrup. It's easy to replace an element in case of failure, for a low-cost. This will allow a wide dissemination to get a lot of measurements. The new ADPC device (saddle and stirrups pressure) will be able to help the coaches and the researchers to study the rider's possible balance disorders to preserve the horse's health

5 Conclusion

The purpose of this study was to create and validate a new device to allow analysis of the proper rider's balance. To the best of our knowledge, the ADPC[®] device (figure 1) is the only saddle device scientifically tested and validated to explore the rider's balance.

Our perspective is (i) to help advance theoretical and practical understanding of the control and organization of rider movement, (ii) and study physical disorders such as scoliosis, osteoarthritis of coxo-femoral joint, sprained knee, orthodontics braces, and whiplash injury syndrome to determine influences on the rider's balance. We created specific posture exercise placements with a referent horse simulator equipped with the device. To date we are the only ones to offer this type of equipment in such configurations of use (discriminating, fun and low-cost).

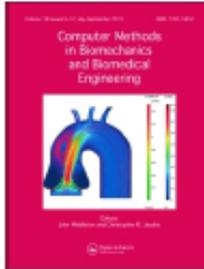
References

- [1] Blokhuis A.Z., Aronsson A., Hartmann E., Van Reenen C.G., Keeling L., 2014. "Assessing the rider's seat and horse's behavior: difficulties and perspectives." *Journal of Applied Animal Welfare Science* 11: 191-203.
- [2] Clayton H.M., Hobbs S-J. 2017. "The role of biomechanical analysis of horse and rider in equitation science." *Applied Animal Behaviour Science* 190: 123-13.
- [3] Peham C., Licka T., Schobesberger H., Meschan E. 2004. "Influence of the rider on the variability of the equine gait." *Human Movement Science* 23(5): 663-671.
- [4] De Cocq P., van Weeren PR., Back W. 2005. "Saddle pressure measuring: validity, reliability and power to discriminate between different saddle-fits." *The Veterinary Journal* 172(2): 265-273.
- [5] Janura M., Peham C., Dvorakova T, Elfmark M. 2009. "An assessment of the pressure distribution exerted." *Human Movement Science* 28: 387-393.
- [6] 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.
- [7] Hobbs S.J., Baxter J., Broom L., Dagg L.-A., Sinclair J.K., Clayton H.M. 2014a. "Posture, flexibility and grip strength in horse riders." *Journal of Human Kinetic* 42: 113-125.
- [8] Hobbs S.J., Richards J., Clayton H.M. 2014b. "The effect of centre of mass location on sagittal plane moments around the centre of mass in trotting horses." *Journal of Biomechanics* 47: 1278-1286.
- [9] De Cocq, P., Duncker, A., Clayton, H., Bobbert, M., Muller, M., & van Leeuwen, J. 2010. "Vertical forces on the horse's back in sitting and rising trot." *Journal of Biomechanics* 43, 627-631.
- [10] Münz A., Eckardt F., Heipertz-Hengst C., Peham C., Witte K. 2013. "A preliminary study of an inertial sensor-based method for the assessment of human pelvis kinematics in dressage riding." *The Journal of Equine Veterinary Science* 33(11):950-955.
- [11] Licka T., Kapaun M., Peham C. 2004. "Influence of rider on lameness in trotting horses." *Equine Veterinary Journal* 36: 734-736.

- [12] Nevison C.M., Timmis M.S. 2013."The effect of physiotherapy intervention to the pelvic region of experienced riders on seated postural stability and the symmetry of pressure distribution to the saddle: a preliminary study." *Journal of Veterinary Behavior* 8: 261-264.
- [13] Lagarde J., Kelso J., Peham C., Licka T. 2005."Coordination dynamics of the horse-rider system." *Journal of Motor Behavior* 37(6): 418-424.
- [14] Schöhlhorn W., Peham C., Licka T., Scheidl M. 2006."A pattern recognition approach for the quantification of horse and rider interactions." *Equine Veterinary Journal* 36:400-405.
- [15] Nicol C., Viry S., Laurent M. 2012."Effect of expertise on the biomechanics of the rider / horse pair in endurance competitions; pilot study." *38ème journée de la Recherche Equine. Ed le pin au haras IFCE (March): 129-138. (in french)*
- [16] Symes D., Ellis R. 2009."A preliminary study into rider asymmetry within equitation." *Veterinary Journal* 181: 34-37.
- [17] Alexander J., Hobbs S.J., May K., Northrop A., Brigden C., Selfe J. 2015."Postural characteristics of female dressage riders using 3D motion analysis and the effects of an athletic taping technique: a randomised control trial." *Physical Therapy in Sport* 16: 154-161.
- [18] Nicol G., Arnold G.P., Wang W., Abboud R.J. 2014."Dynamic pressure effect on horse rider during riding." *Sports Engineering* 17(3): 143-150.
- [19] Cressent M. 2012."Measurement at the service of performance." *Ed le pin au haras IFCE* 79:51. (in french)
- [20] Biau S., Debril J-F. 2017. "Description of aids in trotting and galloping in a straight line." *43ème journée de la recherche equine, Ed le pin au haras IFCE (March): 109-116. (in french)*
- [21] Galloux P., Jinenez M., Richard N., Dronka T., Leard M., Jouffroy J.L., Chollet A. 1995. "Analysis of the saddle movement at three speeds by an accelerometric technique for the simulation of a platform with six degrees of freedom." *Equathlon* 7(28):22-27. (in french)
- [22] Mager-Maury S., Biau S., Deslandes S. 2012."Use of motion trackers for equine locomotion analysis to implement a horse simulator." *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 15:127-128
- [23] Femke E. van Beek, de Cocq P., Timmerman M., Muller M. 2012."Stirrup forces during horse riding: A comparison between sitting and rising trot." *Veterinary Journal* 193:193-198.
- [24] Greve L., Dyson S. 2013."The horse-saddle-rider interaction." *The Veterinary Journal* 195: 275-281.
- [25] Interlink electronic, DataSheet-FSR400- 94-00010 Rev. ., Accessed april 03, 2018. <https://cdn.sparkfun.com/datasheets/Sensors/ForceFlex/2010-10-26-DataSheet-FSR400-Layout2.pdf>
- [26] S type Load Cell (0-100Kg)-CZL301C, specifications. Accessed September 12, 2017. www.phidgets.com/?tier=3&catid=9&pcid=7&prodid=229
- [27] Clayton, H., Belock, B., & Kaiser, L. 2013."Forces and pressures on the horse's back during bareback riding." *The Veterinary Journal* 195(1): 48-52.
- [28] Jeffcott, L., Holmes, M., & Townsend, H. 1999."Validity of saddle pressure measurements using force-sensing array technology preliminary studies." *The Veterinary Journal* 158(2): 113-119.
- [29] Clayton, H., Kaiser, L., de Pue, B., & Kaiser, L. 2011."Center of Pressure Movement during Aquine assisted Activities." *American Journal of Occupational Therapy* 65: 211-216.

- [30] Ramseier, L., Waldern, N., Wiestner, T., von Peinen, K., & Weishaupt, M. 2013."Saddle pressure distributions of three saddles used for Icelandic horses and their effects on ground reaction forces, limb movements and rider positions at walk and töld." *The Veterinary Journal* 198: e81-e87.
- [31] Flores, F., Dagnese, F., Mota, C. B., & Copetti, F. 2015."Parameters of the center of pressure displacement on the saddle during hippotherapy on different surfaces." *Brazilian Journal of Physical Therapy* 19(3): 211-217.

Annexe 5 Articles in ‘Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering’



Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering



ISSN: 1025-5842 (Print) 1476-8259 (Online) Journal homepage: <http://www.tandfonline.com/loi/gcmb20>

Finite element model and ergonomic pertinent choice for stirrup sensors location

D. Prin-Conti, W. Bertucci & K. Debray

To cite this article: D. Prin-Conti, W. Bertucci & K. Debray (2017) Finite element model and ergonomic pertinent choice for stirrup sensors location, *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 20:sup1, 163-164, DOI: [10.1080/10255842.2017.1382913](https://doi.org/10.1080/10255842.2017.1382913)

To link to this article: <https://doi.org/10.1080/10255842.2017.1382913>



© 2017 The Author(s). Published by Informa UK Limited, trading as Taylor & Francis Group



Published online: 27 Oct 2017.



Submit your article to this journal [↗](#)



Article views: 77



View Crossmark data [↗](#)

Finite element model and ergonomic pertinent choice for stirrup sensors location

D. Prin-Conti*, W. Bertucci, and K. Debray

GRESPI, Université de Reims Champagne-Ardenne

Keywords: stirrup; ergonomic; location; strain gauge

1. Introduction

The scope of this paper is to export our results to create a device able to quantify the forces applied on the stirrups. The subject is to determine the ergonomic and pertinent choice for sensor location. French research in equine sports performance publishes articles that present significant results, such as the 43rd Equine Research Days organized by IFCE in partnership with “The French Equine School”. We haven’t found any scientific paper that has validated the proposed experimental methodology. Some experimental results only used sensor to determine the specificity of the stirrup sensor without any valid test (Cosson 2012, Van Beek et al. 2012, Martin et al. 2016, Biau 2017). The difficult is to discover the strain and the real frictions applied on the different parts of the stirrups fasteners.

2. Methods

2.1 Simulation

To obtain the ideal strain gauge location, we realized a finite element model to calculate longitudinal stress due to the connection (a horse strap) between the stirrup and on the saddle knife. Given the dimensions, the small thickness makes it possible to use in 2D, the theory of plane stresses two-dimensional Constant Strain Triangle elements using 3 nodes (CST). All these calculus were carried out using the code Aster (<http://www.code-aster.org>).

2.2 Experimental methods

The mounted bracket on the chassis of the traction machine is tied to the knife with a horse strap. A displacement imposed by a crosspiece is applied to the knife, which makes it possible to apply the assembly in a coherent, realistic context until reaching the limit load of 1500 N, using a load in the strap axis with a 100 N increment (0 to 1500 N) with an INSTRON 8872 traction/compression machine. The soft used is Instron Weave maker-Editor. Three set of strain measurements were used. To satisfy our

needs we used little and pertinent strain gauges adapted to the constraints friction load during horse riding [encapsulated gauge WA 350 (CEA-06-250UW-350) strain $\pm 1.5\%$ non-linear at strain level over ± 0.5], correctly glued on the substrate. The gauge factor announced is 106. In constant temperature, we performed comparative experimental results using strain gauge on the lateral caliper’s parts (gauge 3, see Figure 1), one on the upper parts of the caliper (gauge 1) and on the external face of the saddle knife (gauge 2). We have used a half Wheatstone bridge for the connecting input of the gauges 2 and 3 and a quarter Wheatstone bridge for the gauge 1. The gauges were connected to deltalab strain gauge type EI 616. The values were read step by step on the digital bridge and transcribed on a spreadsheet file.

3. Results and discussion

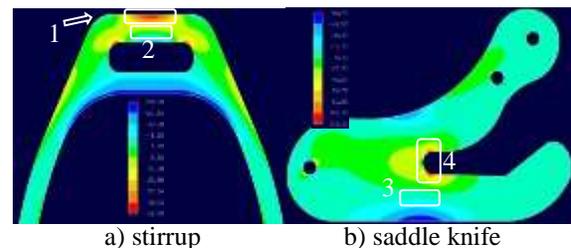


Figure 1 Longitudinal stress numerical results and gauges location

The data associated with the lateral gauge located the stirrup (gauge 2 on Figure 1) and shown in red symbols in Figure 2 presented an approximately constant strain value equal to zero when varying the load from 0 to 1500N. We conclude that this site is not suitable for laying gauges. It would seem that our gauge rental is in the middle part of the structure that works in bending stress. In this case, the set of stretching stresses of the upper part of the assembly is compensated by the set of stresses of the lower part which works in compression. We note that the sum of the constraints remains at zero, so the outputs are constant. For the gauge located on the upper edge of

the stirrup (gauge 1 on Figure 1), experimental data (blue diamond symbols on Figure 2) curve shows a linear behavior. A linear regression was performed and resulted in a function $y = 0.541x + 16.301$ with a coefficient R^2 close to 1.

The experimental results relative to the gauge 3 (green triangle symbols on Figure 2) showed no strain in a region where the gauge where placed on the knife; and these experimental results were in agreement with those obtained using the finite element model. An incorrect location has been chosen; the lateral stresses (where the gauge has been placed) are lower than those on the lateral face of the stirrup, whereas on the upper face of the stirrup the calculated stresses are the strongest (gauge 1 on Figure 1, the red part).

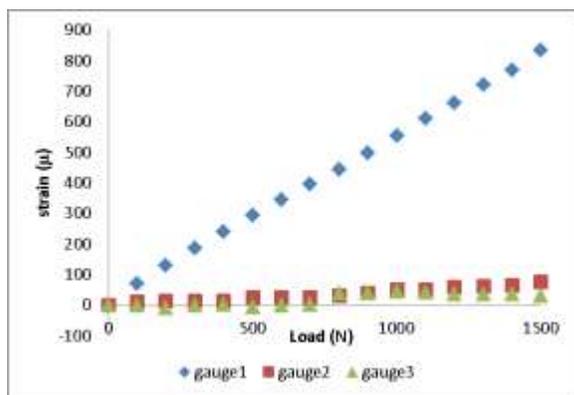


Figure 2 Strain curves

In fact, it would have been more interesting to set the gauge up on the thinnest part (location 4 on Figure 1). Unfortunately, this part is in contact with the leather strap, so we shifted them in a "steep" location on knife which explains the null strain seen with the maximum loads applied.

4. Conclusions

The numerical analysis of stresses promises to find the right and appropriate location, in situ analysis

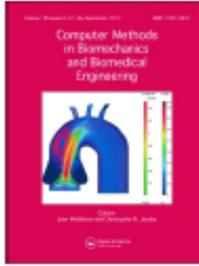
confirms the finite element model. We have several constraints for the gauge's location: the specific shape of the knife and stirrups, the particular passage of the strap that connects these two pieces. We cannot use the upper side of the knife or the underside of the stirrup because of the leather strap. So, the only available location is the upper side of the stirrup. The difficulties of using the strain gauges related to the methodology and the precision of installation (adhesive ad hoc, time and temperature of bonding, protective varnish, friction and contact with the rider's legs) do not allow easy use outside laboratories. The choice is made by the alternative to use dynamometers mounted in series between the strap and the caliper. Our research also turns on the encrustation of a gauge inside the strap, or even the creation of a conductive fabric with force capture.

Acknowledgements

We thank the Reims GRESPI laboratory's technician for experimental procedure and CEREBIOS laboratory for the financial support for this study.

References

- Biau S. 2017. 43^{ème} Journée de la Recherche Équine, IFCE.
http://mediatheque.ifce.fr/index.php?lvl=notice_display&id=56271.
- Cosson O. 2012. La mesure au service de la performance, Equ'idÉe 54.
- Martin P, Chèze L, Pourcelot P, Desquilbet L, Duray L, Château H. 2016. Effect of the rider position during rising trot on the horse's biomechanics (back and trunk kinematics and pressure under the saddle). *J Biomech* 49(7): 1027-1033.
- Van Beek FE, de Cocq P, Timmerman M, Muller M. 2012. Stirrup forces during horse riding: a comparison between sitting and rising trot. *Vet J* 193(1):193-198.



Analysis of a horse simulator's locomotion by inertial sensors

D. Prin-Conti, A. Simon, W. Bertucci & K. Debray

To cite this article: D. Prin-Conti, A. Simon, W. Bertucci & K. Debray (2017) Analysis of a horse simulator's locomotion by inertial sensors, *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 20:sup1, 165-166, DOI: [10.1080/10255842.2017.1382914](https://doi.org/10.1080/10255842.2017.1382914)

To link to this article: <https://doi.org/10.1080/10255842.2017.1382914>



© 2017 The Author(s). Published by Informa UK Limited, trading as Taylor & Francis Group



Published online: 27 Oct 2017.



Submit your article to this journal [↗](#)



Article views: 109



View Crossmark data [↗](#)

Analysis of a horse simulator's locomotion by inertial sensors

D. Prin-Conti, A. Simon, W. Bertucci, and K Debray

UFR STAPS / GReSPI, URCA, Reims, France

Keywords: equestrian simulator; operating stability; IMU; stabilometric platform

1. Introduction

To determine the imbalance of each, horse or rider, the balance's quality of the rider will be expertise and improve by an adjusted simulator, without the unpredictable reactions of a real horse. The use of an equestrian simulator enables the rider to improve his technique without the different risks linked to the practice on a real horse. These simulators are sold without any specification regarding the operation, validity and regularity. Such a device has to be however controlled in terms of movement stability (Mager-Maury et al. 2012). This study aims to verify this aspect on a mechanical horse by using an inertial measurement unit (IMU), in order to improve the rider's training programs by adapting the different protocols to the inter-individual differences between the riders. This will allow us to be relevant to the session's repeatability and riders monitoring. The unpredictable reactions of a real horse prevent the accuracy and secure rider's balance studies. The weight and rider's experience has an effect on the horse's behaviour (Clayton 1997, Eckardt et al. 2014).

2. Methods

2.1 Material

A wireless IMU Axivity WAX9 was placed on an equestrian simulator (Peteris Klavins) with a Leroy Somer potentiometer regulated in terms of percentage of the maximal frequency (0 to 100%) enabled by the 0.37 kW permanent magnet motor. He operates over the range from 0 to 3000 cyc/min, and reduced by a device at 150 cyc/min. The mechanical horse, supplied by an electrical outlet, was equipped with a package enabling to fix solidly and correctly the IMU. The package is fixed under the saddle place, exactly under the projection of the rider's center of pressure. The IMU, set with the acquisition frequency of 200 Hz, was connected by Bluetooth Low Energy with a computer. A computerized processing program was made in order to treat in streaming the recorded data. This program (Scilab software) aimed to recover the data while IMU operating, in order to calculate the mean operating frequency of the simulator by realizing a spectral analysis (Fast Fourier Transformation), to update the processing and to extract the results in a

spreadsheet file. The computerized processing program was set in order to treat 2048 lines of data per processing loop. An updating latency of 5 seconds between the processing loops let enough time to the IMU to record new data in order to update correctly the processing.

2.2 Procedure

First way, the regulator's scale was modified by corresponding the percentage to a real frequency in Hertz. The measures extend for this experiment was between 50 and 100%. Under 50%, the simulator's operation was too low to correspond to a real horse's displacement and too low for an adequate engine's couple. We established a correspondence mapping (Figure 1).

Second way, the mechanical horse was set in operation with different frequencies (1.0 to 2.2 Hz with a 0.4 Hz-increment) were added to the simulator. The real extend frequency band is 1 to 2 Hz (Barrey and Galloux 1995, Biau 2017). For each frequency, the horse was added different additional inert charges (50 to 90 kg with a 10 kg-increment). They were located right on the saddle's place with girths. In addition, a test was realized at 1.0 Hz without additional charge in order to establish the differences in behaviour between the conditions with or without additional charge. For each condition, 20 measurements were realized by using the computerized processing program giving the frequency calculated according to the three axes per measurement.

The results were analysed by means of statistic tests. Normal distribution was not verified with a Shapiro-Wilk test, therefore a non-parametric test of Kruskal-Wallis and a Friedman bidirectional multiple assimilation was realized in order to establish the significance of the differences observed.

3. Results and discussion

The corresponding values of operating real frequencies regarding to the percentage of maximal operating frequency (MOF) are shown in Figure 1. The stability and symmetry with loads are shown in Figure 2. The statistics analyses are calculated at 10^{-2} , even though the regulator enabled a 10^{-1} accuracy to show frequencies values.

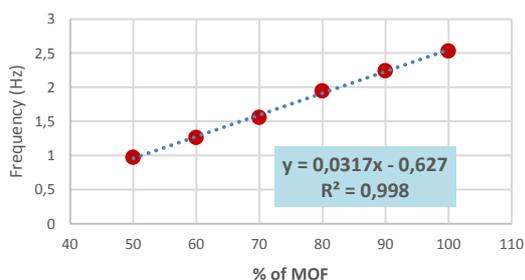


Figure 1 Relation between the measuring scales

The Kruskal-Wallis and Friedman non-parametric test demonstrates one significant difference ($p=0.001$) at 1.4 Hz for a difference of 20 kg between 50 and 70 Kg. The clearest differences appear at the frequency of 1.8 Hz ($p<0.001$), for which the mechanical horse's behaviour is affected by a 20-kg difference in additional charge. Those findings demonstrate that inert charge can impact the mechanical horse's behaviour, notably for differences of more than 20 kg (only valid around 1.8 Hz).

The load amount increases the operating simulator frequency (from 1.75 ± 0.01 Hz with a load of 50 kg to 1.85 ± 0.00 Hz with a load of 90 kg). We could have expected the opposite, which means, the decrease in the frequency associated with the inertia of the system.

The value of 70 kg is the hinge value which determines the frequency change as a function of the load. Below 70 kg the horse is stable with a frequency of 1.77 ± 0.03 Hz and above it is stable at the frequency of 1.85 Hz. On the other hand, for all other frequencies and the different additional inert charges (50 to 90 kg with a 10-kg increment) the simulator is perfectly stable.

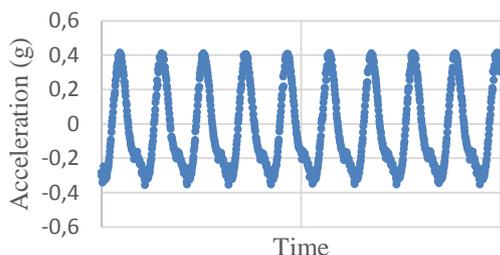


Figure 2 Acceleration for a 70 kg load and at 1.8 Hz

The operation of the mechanical horse seems more stable in the peak load values in general. The massless curve shows irregular variations in the

acceleration as a function of time, whereas the sinusoidal aspect is more respected on the curve with the inert charge (Figure 2). The stable operating frequencies for our future study's repeatability were listed. We know the alteration and can take it into account, and if a rider allows a work on a frequencies alteration that will be depend on his own pattern and his weight.

4. Conclusions

To our knowledge, no previous study aimed to analyse an equestrian simulator's stability by using an IMU, adding different charges during move. If the simulator's stability is not effective with a rider, we can conclude that the rider adversely influences the simulator and deduces from his poor dynamic's balance quality. This IMU instrumented horse aimed to be used to validate rider's devices or equine research. It's the choice for creation "help to the diagnosis of the rider balance" (ADPC) validation. It's a stabilometric saddle platform registered by KHP INT LTD to number 07469216.

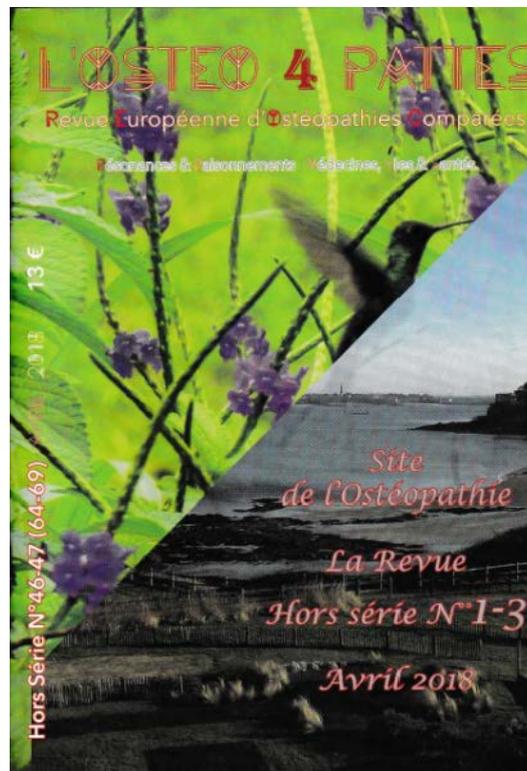
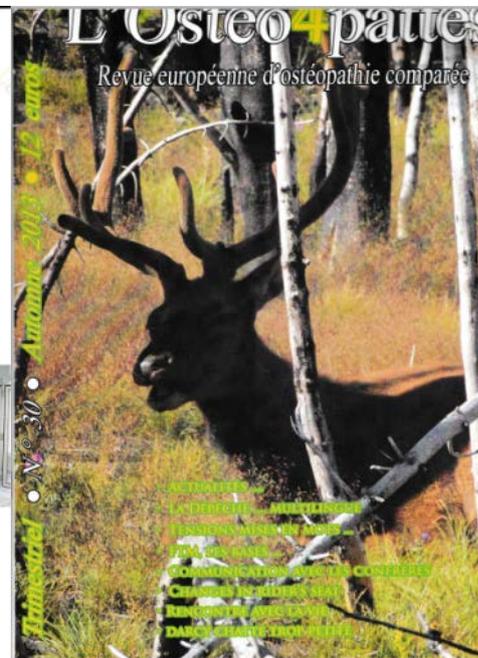
Acknowledgements

CEREBIOS laboratory for the simulator's lending and financial support for this study.

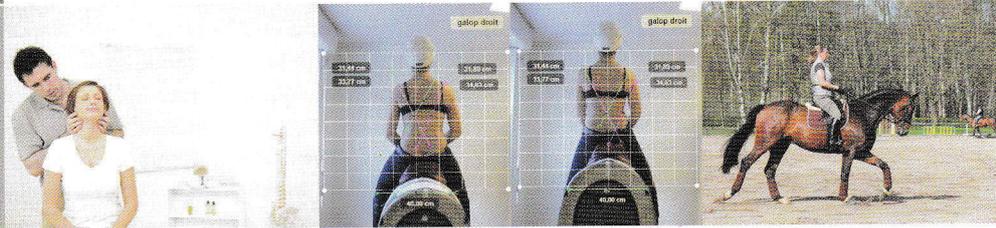
References

- Barrey E, Galloux P. 1995. Etude de la locomotion par accélérométrie. Analyse des allures chez le cheval de dressage : exemples et perspectives d'application. *EquAthlon* 7(28):14-21.
- Clayton H. 1997. Effect of added weight on landing kinematics in jumping horses. *Equine Veterinary Journal* 23:50-53.
- Eckardt F, Münz A, Witte K. 2014. Application of a full body inertial measurement system in dressage riding. *Journal of Equine Veterinary Science* 34:1294-1299.
- Mager-Maury S, Biau S, Deslandes S. 2012. Use of motion trackers for equine locomotion analysis to implement a horse simulator. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 15(S1):127-128.
- Biau S. 2017. Evolution de la locomotion du cheval de dressage au cours des premières années d'entraînement. http://www.rspdl.com/web/fichiers/pdf/biau_2004_2_equitacion.pdf (consulted in March 2017).

Annexe 6 Articles dans une revue professionnelle



Modification de l'assiette du cavalier après traitement ostéopathique : Évaluation sur simulateur équestre



Dominique Prin-Conti^{1,2*}
Redha Taiar³

1 Superviseur du département de Biomécanique, Institut Supérieur d'Ostéopathie Paris, Lognes, France

2 Ostéopathe DO MROF, Saint-Maur, France

3 Directeur du laboratoire BHERC, Université de Reims, France

Correspondance
prin-conti@wanadoo.fr

Changes in rider's balance after an osteopathic treatment: Tested with an equestrian simulator

Abstract

Aim: Quantifying the changes in the rider's balance after an osteopathic treatment
Methods: 16 advanced riders from the Montebello stables in Maison-Laffite validated a pre-test quantifying the sound achievement of a gallop on a simulator. This allowed us to realize a comparative study implying 28 advanced riders randomized in two groups: a pilot group and a non-treated control group. We used the achievement gallop test on the equestrian simulator « Peteris Klavins » and a video analysis to quantify riders' balance.

Results: The Friedman ANOVA and Kendall concordance validate the repeatability and reproducibility of the test ($p < 0.05$). A repeated measure ANOVA demonstrated that our sound test was significant for the treated group ($p < 0.05$) and the *post-hoc* showed a real effect for the retest and the retention test ($p < 0.05$). The video analysis was inconclusive as the researched effect was inside the measure error scope.

Conclusion: The scope of the study is restrained by several reasons: the sound test linked to the machine, a scattered sample of population, the expertness of our subject, the smallness of our sample, and the poor video recording and analysis. This sound test has become a reference for teaching and rehabilitation on equestrian simulator at Windor Horse.

Résumé

Objectif : quantifier les modifications de l'assiette du cavalier après traitement ostéopathique.
Méthodes : Un pré test de quantification de la réussite sonore du galop sur simulateur a été validé par 16 cavaliers confirmés aux écuries de Montebello à Maisons Laffitte. Cela a permis de réaliser une étude comparative avec 28 cavaliers confirmés répartis en un groupe pilote et un groupe témoin non traité. Le test de réussite au galop sur simulateur équestre « Peteris Klavins » et une analyse vidéo ont été mis en place pour quantifier l'assiette des cavaliers.

Résultats : Une ANOVA de Friedman et un coefficient de concordance de Kendall ont validé la répétabilité et reproductibilité de notre test ($p > 0,05$). Une ANOVA à mesure répétées a démontré la significativité de notre test sonore en faveur du groupe traité ($p < 0,05$), et le *post hoc* a déterminé que l'effet était réel pour le retest et le test de rétention ($p < 0,05$). L'analyse vidéo n'a pas permis de conclure car l'effet recherché était de la taille de l'erreur de mesure.

Conclusion : La portée de notre étude est limitée pour plusieurs raisons : notre test sonore inhérent à la machine, la trop grande dispersion de notre population et son caractère très experte, la taille de notre population et la médiocrité de notre capture et analyse vidéo. Ce test sonore est devenu une référence pour l'éducation et la rééducation sur simulateur équestre chez Windor Horse.

Keywords: osteopathy, equestrian simulator, rider, gallop testing, ANOVA

Mots clés : Ostéopathie, simulateur équestre, cavalier, test galop, ANOVA

Introduction

L'assiette du cavalier est le lien déterminant avec le cheval [1]. De la qualité de ce lien dépend la performance et la communication dans la spécificité du dressage [2]. La qualité de la posture et de l'équilibre du cavalier influence son assiette [3]. Le corps du cavalier représente un balancier plus ou moins bien utilisé qui peut influencer le rendement de la machine animale [4, 5]. Un déséquilibre ou un désordre de posture modifient la qualité du lien, voire de la performance. L'ostéopathie est une médecine manuelle qui s'intéresse à l'équilibre et à la posture de l'individu. Dans quelle mesure cette médecine manuelle permet de maintenir et d'améliorer la qualité de la liaison [6] ? Existe-t-il un moyen pratique et fiable pour qualifier et/ou quantifier cette assiette ?

La position du cavalier debout en statique et l'utilisation de la méthode du balancier global en dynamique sont des éléments pertinents pour conserver le confort et la santé de chacun. Tous les cavaliers de notre étude ont utilisé cette méthode pour l'évaluation du galop lors des différents tests.

Le galop est une allure asymétrique composée d'un galop à droite et d'un galop à gauche. La différence de durée de contact entre le galop à droite et le galop à gauche pour le même cheval a été étudiée [7] : les chevaux ont choisi plus naturellement le galop sur le pied gauche plutôt qu'à droite. Les chevaux possèdent une locomotion asymétrique et ou préférentielle. Ils naissent incurvés à droite ou à gauche.

Aucune étude antérieure n'existe concernant la quantification de l'assiette du cavalier sur le simulateur « Peteris Klavins » (figure 1).



Figure 1. — Simulateur « Peteris Klavins ».

Le premier objectif est de quantifier un effet du traitement ostéopathique sur la qualité de la posture de l'assiette du cavalier.

La deuxième question est de déterminer si le test sonore peut être un critère remarquable d'objectivation et pratique

à mettre en œuvre afin de déterminer la qualité de l'assiette du cavalier. Nous aurons besoin de connaître la répétabilité et de reproductibilité de ce test sonore.

Ce test sonore sur simulateur a été validé par 16 cavaliers expérimentés. Lors de cette étude préalable, six séries de test de galop à droite et de galop à gauche ont été effectuées pour calculer la répétabilité de notre test sonore. Après une analyse par le test de Shapiro-Wilk *test for small sample*, l'anormalité de distribution est confirmée (S-W [0,94162 ; 0,85960], p [0,01885 ; 0,36936]). Une ANOVA de Friedman et un coefficient de concordance de Kendall ont été calculés pour démontrer la répétabilité et reproductibilité de notre test ($p > 0,05$). Cela nous autorise à utiliser ce test pour notre étude sur simulateur.

Le test sonore

Nous observons l'allure du galop grâce à la spécificité de la machine, le galop est déclenché par la rotation active du bassin du cavalier. Galloux *et al.* [8] observent que « *The top view is a broad ellipse that widens the side of the foot where the horse gallops* » (La vue du dessus est une large ellipse dont le grand axe est orienté vers le pied où le cheval galope).

Le test est réalisé de la manière suivante :

- fréquence du simulateur : 70 Hz ;
- consignes : tête droite, épaules fixes, assis profond dans la selle ;
- test :
 - galop 10 foulées à gauche (mouvement de rotation horaire du bassin) ;
 - suivi d'un trot de relâchement sur 10 foulées ;
 - galop 10 foulées à droite (mouvement de rotation trigonométrique du bassin).
- paramètres observés :
 - le respect du contrat de foulées qui est donné par l'amplitude de la poussée du bassin grâce à un effet sonore qui nous indique la réussite lorsque l'amplitude est totale (lié aux spécificités de la machine), appelé test sonore ;
 - une analyse vidéo dans le plan frontal en vue de dos, qui quantifie la distance de la ligne croisée épaule gauche/sulcus droit et symétriquement épaule droite/sulcus gauche. Nous mesurons la différence de longueur de cette ligne dans les phases hautes et basses du galop à droite puis dans les mêmes phases du galop à gauche. Nous comparons ensuite les différences de longueur entre la ligne gauche (épaule gauche) et la ligne droite (épaule droite).

Sujets et équipements

Etude concernant 28 cavaliers experts répartis en deux groupes par une table de répartition aléatoire. Un groupe pilote traité par ostéopathie et un groupe témoin non traité (tableau I).

Tableau I. — Population des deux groupes.

	Groupe ostéopathie					Groupe témoin				
	Âge (années)	Taille (cm)	Poids (kg)	Niveau (Galop)	Pratique (années)	Âge (années)	Taille (cm)	Poids (kg)	Niveau (Galop)	Pratique (années)
Moyenne	26,4	169,3	63,9	6,5	18,6	33,7	166,1	66,0	6,9	17,5
Déviatiion standard	6,2	8,1	9,6	0,5	6,1	14,5	7,5	12,2	0,5	9,9
Mini	21	155	53	6	10	20	157	50	6	5
Maxi	44	185	90	7	33	55	184	90	8	40

L'investigateur principal, ostéopathe, a recherché et traité les dysfonctions de mobilité de chaque cavalier du groupe expérimental, conformément à la pratique courante.

Le simulateur équestre « Clergerie » de Klavins Peteris est équipé d'un moteur électrique rotatif (Kw 0.370 avec un courant d'entrée maximum de 4,2 A), capable de fonctionner à une fréquence de 0 à 100 Hz, fréquence réglable par potentiomètre de marque Leroy Somer. Ce mouvement de rotation est transformé en un même mouvement oscillant au moyen d'un bras articulé qui lui permet de fournir la bascule du cheval. Ce mouvement de bascule est réalisé dans le plan sagittal, à déplacement vertical et antéro-postérieur. Durant le test, la fréquence est de 70 Hz. L'ensemble est absorbé par des ressorts de compression fixés et répartis le long des axes X, Y, Z, afin de permettre un déplacement dans tous les plans.

L'enregistrement vidéo est effectué avec une camera HP 485, 30 ips et l'analyse vidéo par le logiciel Kinovea software. La caméra est placée à l'horizontale du point focal du milieu des repères afin de limiter l'erreur de parallaxe. Comme la caméra est toujours située au même endroit, si il existe une erreur, elle sera la même pour toutes les vidéos (figure 2).

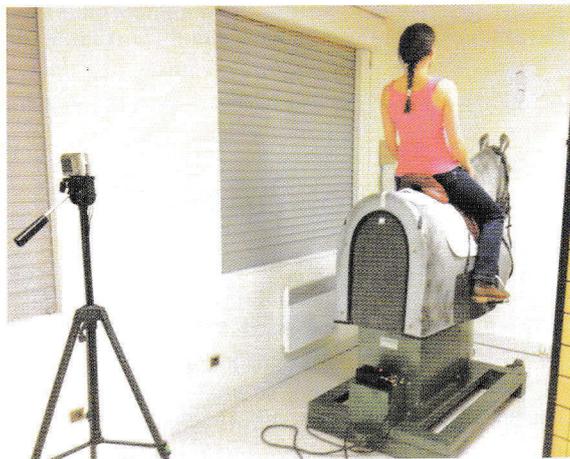


Figure 2. — Disposition de la caméra derrière le simulateur.

Organisation de l'expérimentation

Une population de 28 cavaliers experts est répartie en deux groupes par une table de répartition aléatoire : un groupe expérimental et un groupe témoin qui ont participé aux séances de test. Il y a eu trois séances de test :

- série de test numéro un sur simulateur de tous les cavaliers lors de la séance 1, puis bilan et traitement ostéopa-

- thique pour les cavaliers du groupe expérimental ;
- série de test numéro deux (appelé re-test) 48 heures après minimum sur simulateur de tous les cavaliers lors de la séance 2 ;
- série de test numéro trois (appelé test de rétention) au minimum huit jours après pour tous les cavaliers lors de la séance 3.

Le protocole expérimental (figure 3) comprend :

- trois tests par séance ;
- trois séances : test/retest/ test de rétention ;
- paramètres :
 - test sonore ;
 - différentiel d'amplitude.

Analyse des données, puis étude statistique appropriée.

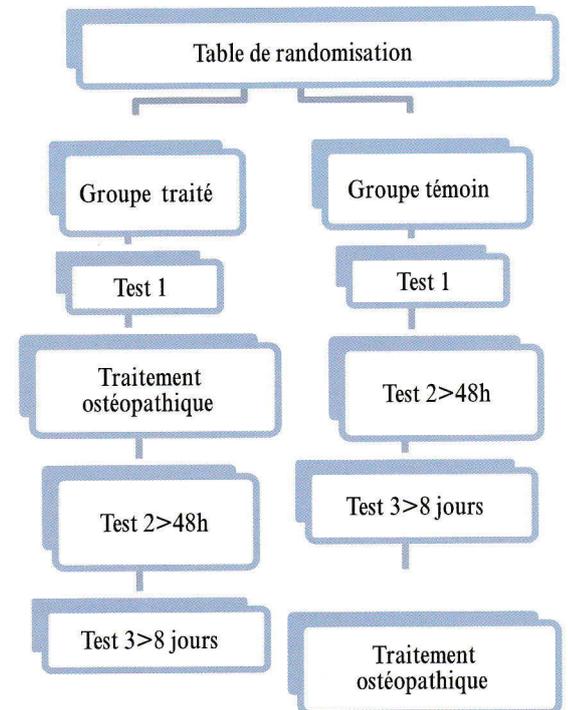


Figure 3. — Tableau synoptique du protocole expérimental.

En dehors du protocole, il est réalisé un bilan et un traitement ostéopathe des cavaliers du groupe témoin. C'est une obligation éthique professionnelle. La seule différence entre les groupes lors de l'étude est le réajustement ostéopathe pour le groupe expérimental.

Test

Des repères sont placés à l'arrière du simulateur (figure 4) :

- un point central sur la partie supérieure pour définir la position haute et basse du cheval pendant le test du galop ;
- deux traits verticaux espacés de 40 cm, mesure étalon de la vidéo.

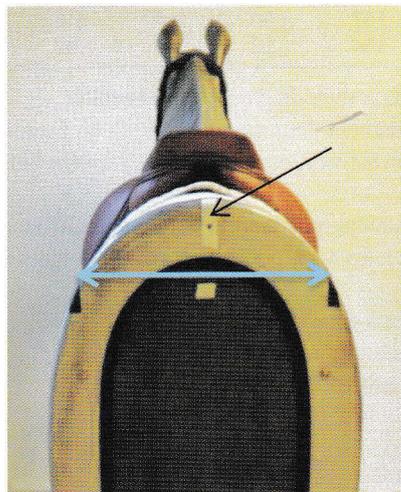


Figure 4. — Emplacement des repères sur le simulateur.

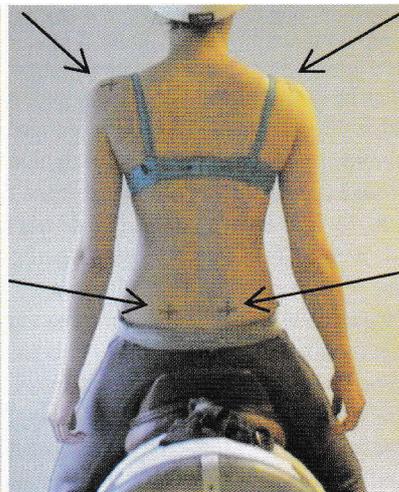


Figure 5. — Marquage des points remarquables. Repère noir du bonnet pour l'inion.

Session minimum d'échauffement pour tous les cavaliers :

- fréquence 70 cycles/min : trot assis relâché suivi d'un trot assis en position balancé global pendant cinq minutes ; cinq minutes de trot assis avec montée et descente des jambes ; cinq minutes trot assis avec le bassin neutre, moteur, freinateur ;
- fréquence 90 cycles/min : trot assis en alternance avec trot en levé pendant cinq minutes ;
- fréquence 70 cycles/min : confirmation du mouvement du galop sur simulateur qui est défini par une rotation horaire du bassin dans un galop à gauche et l'inverse pour un galop à droite ;

Sur le cavalier, repérage des points remarquables par une investigatrice anatomiste clinique : inion, angle postérieur de l'acromion droit et gauche, tubercule de la crête iliaque droite et gauche ou EIPS. Il est important que pour un même sujet ces marqueurs soient situés exactement au même endroit pour les trois séries de tests afin de pouvoir comparer les paramètres mesurés lors de la capture vidéo. C'est pourquoi nous décidons de les placer sur des points anatomiques précis et la présence d'une anatomiste garantit la précision de ces repères (figure 5).

Lancement du test sonore réalisé trois fois dans la même séance. Le comptage de la réussite sonore est assuré par un investigateur ostéopathe et par l'investigatrice anatomiste. Le déclenchement de la vidéo est assuré par l'investigateur principal.

Résultats

Test sonore

La réussite est validée par l'émission d'un son qui est comptabilisé. Cette variable est analysée par un test de Student pour échantillons indépendants, les deux groupes sont homogènes ($p > 0,05$). Une ANOVA à mesures répétées et un test de Fisher *post hoc* montrent l'efficacité du traitement ostéopathique pour le test, le retest et le test de rétention ($p < 0,05$). Le test *post hoc* confirme la significativité sur les trois séries.

Différentiel d'amplitude de la ligne épaule bassin

Le mouvement des vertèbres et des côtes du cheval pendant le galop est asymétrique dans le plan horizontal. Durant le galop à droite, il se produit une inclinaison gauche dans la nuque du cheval et une courbure lombaire inversée en incurvation droite. Ces mouvements tendent à réaliser un S inversé au galop à droite et réciproquement à gauche. Ces mouvements réalisés dans un plan horizontal chez le cheval se traduisent par des mouvements dans le plan frontal chez le cavalier (figure 6 et 7).

Analyse de normalité grâce au test de Shapiro Wilk.

Nous utilisons les tests U de Mann-Whitney pour échantillon indépendant, et les tests de Wilcoxon et test des signes pour échantillon dépendant. La médiane de la population expérimentale n'est pas significativement différente de la médiane de la population témoin ($p > 0,05$).

La médiane de la variable « test » n'est pas significativement différente de la médiane de la variable « re-test » ($p > 0,05$). Les résultats sont identiques entre test, re-test et test de rétention. L'erreur de mesure ne permet pas de déterminer une signification.

Discussion

Test sonore

Avec le groupe témoin, nous confirmons la répétabilité et la reproductibilité de notre test sonore. (ANOVA, $p > 0,05$).

Nous confirmons la rééquilibration du cavalier décrite dans l'étude de Bouloc et Biau réalisée à l'École Nationale d'équitation en 2012 [9]. Cette étude expérimentale quantitative est réalisée grâce au simulateur équestre « Persival », en proposant un traitement ostéopathique sur quatre cavaliers volontaires. Elle conclut que la durée de contact du cavalier dans la selle augmente, la symétrie d'appui commence à se rééquilibrer dès le premier voire le troisième traitement.

Nous ne confirmons pas Galloux *et al.* [1] « [...] montre au galop une amplitude de rotation de bassin très importante et déphasée par rapport au mouvement généré par le simulateur, le bassin s'opposant au déséquilibre engendré. » Notre étude montre que l'amplitude de rotation du bassin est très impor-

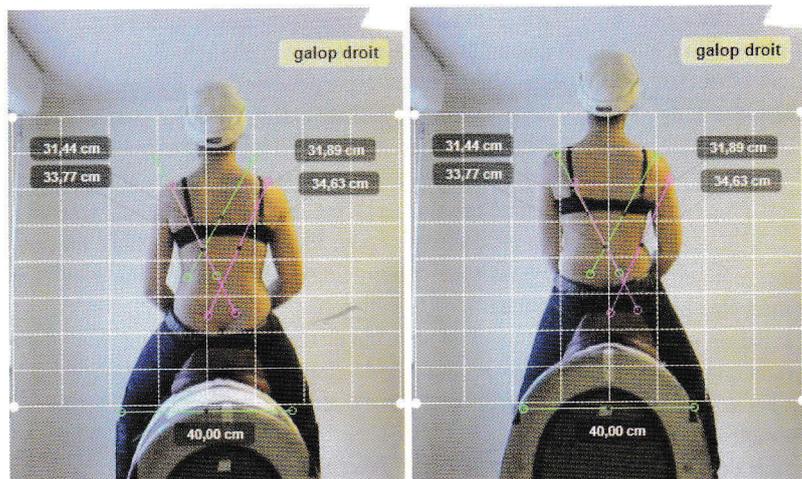


Figure 6. — Position basse et haute du galop droit (vert position haute, rose position basse).

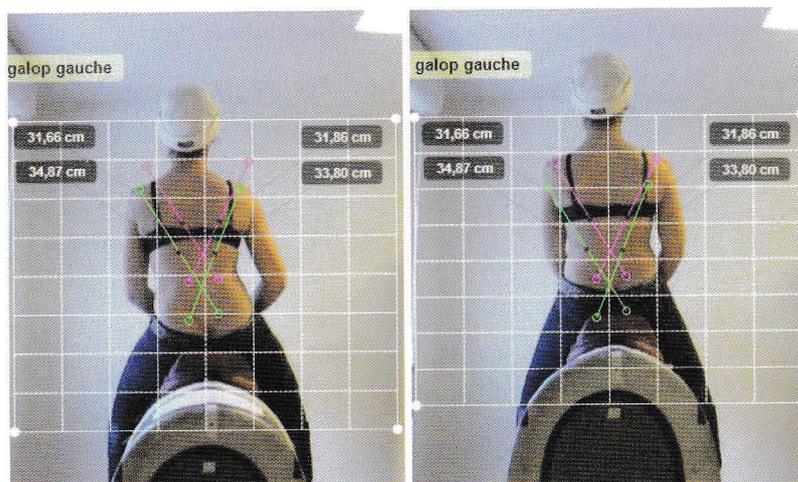


Figure 7. — Position basse et haute du galop gauche (rose position haute, vert position basse).

tante, et en accord avec le simulateur. Il serait intéressant de comparer le fonctionnement des galops sur les simulateurs utilisés. Il semble bien y avoir une différence entre le galop passif de l'étude de Galloux et le galop actif de notre étude.

Nous confirmons Adam [10] sur l'amélioration de l'accompagnement du bassin au galop.

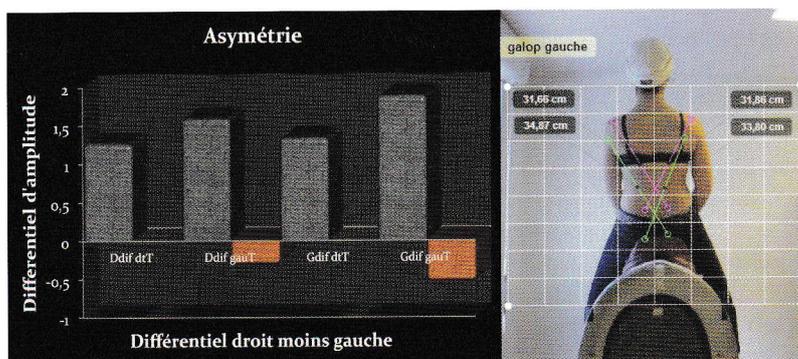


Figure 8. — Asymétrie de la ligne épaule/sulcus. DdifdrT=galop à droite, différentiel ligne épaule droite (position haute/position basse). En orange=somme (dif droit – dif gauche) pour une allure de galop.

Nous réalisons ce que Juste préconisait [11]. Elle proposait de quantifier sur simulateur équestre l'effet d'un traitement ostéopathe sur l'utilisation des aides naturelles (mains, jambes et poids du corps) du cavalier. 60 patients ont été répartis aléatoirement en deux groupes (traité *versus* placebo). Ce sujet s'approchant de notre étude est une proposition de protocole avant validation.

Erreur de mesure

L'utilisation d'une caméra HD et d'un logiciel type « Dartfish » permettrait peut-être de s'affranchir de l'erreur de mesure.

Nous avons testé avec le logiciel « Kinovea » quelle était la précision de mesure que le pointeur permettait. Comme l'étalonnage des vidéos était conservé d'une vidéo à l'autre, nous avons affûté notre capacité à pointer exactement le point d'intersection du repère anatomique avec réponse immédiate en regard de l'étalon. La mesure d'écart liée au logiciel donne 0,24 cm entre deux positions du pointeur. L'effet zoom ne nous a pas permis de minimiser cet écart.

Comme nous avons soustrait les mini et maxi puis soustrait les différences, on considère que l'erreur calculée est de $0,24 \text{ cm} \times 3 = 0,72 \text{ cm}$. Cette valeur servira à encadrer l'amplitude du différentiel. La moyenne générale est de $0,44 \text{ cm} < 1,16 \text{ cm} < 1,88 \text{ cm}$, alors que la mini générale moyennée est $< 0,03 \text{ cm} < 0,75 \text{ cm}$ (impossible à encadrer) et la maxi générale moyennée est de $2,85 \text{ cm} < 3,57 \text{ cm} < 4,29 \text{ cm}$.

Nous voyons que l'erreur de la mesure est supérieure à la minimale observée, alors il est inadéquat et inopportun de tenter une analyse sur cette variable.

Effets collatéraux

Pour tous les cavaliers, il existe un différentiel de mesure pour la ligne épaule /bassin entre une position haute et basse d'un galop en faveur de la ligne gauche, la gauche est plus longue que la droite. Ces valeurs sont vérifiées pour les deux types de galop (figure 8). Cela signifie que l'épaule gauche manifeste une amplitude de mouvement supérieure à la droite puisque le bassin semble lié à la selle. La valeur étant négative, l'amplitude de la ligne gauche est supérieure. Ceci semble désapprouver Symes *et al.* qui ont observé des mouvements plus amples de l'épaule droite chez tous les cavaliers [12].

Existe-t-il un effet taille et/ou poids sur la variable sonore ?

Une régression multiple pour chaque variable ne montre pas de relation entre poids/taille et la variable sonore ($p > 0,05$). Notre test est indépendant des données biométriques.

Perspectives

Windor Horse utilise le test sonore comme variable fiable pour le suivi de ses cavaliers. Cela permet un contrôle efficace de la qualité de l'apprentissage de l'assiette des cavaliers (dressage, saut d'obstacle et complet).

Notre équipe (Cérébios) utilise actuellement les effets de l'ostéopathie et la reprogrammation neuro motrice délivrée par le simulateur équestre (Peteris Klavins) pour réhabiliter une cavalière présentant une hémiplégié traumatique et des cavaliers scoliotiques. D'autres projets sont à l'étude.

Conclusion

L'ostéopathie est une médecine manuelle concernée par la posture et l'équilibre de la population. Cette médecine permet de maintenir et d'améliorer la qualité de la liaison entre le cavalier et son cheval. Il nous semble important que toute étude concernant la qualité de l'assiette du cavalier s'effectue sur un cavalier exempt de toute perturbation motrice posturale. L'ostéopathie est un moyen efficace et utile de traitement pour rééquilibrer le cavalier.

Le test sonore est un moyen pratique et fiable pour qualifier et quantifier cette assiette.

Une attention toute particulière à la notion d'assiette : assiette passive ou assiette active ? Assiette passive chez le cavalier inexpérimenté qui subit les déséquilibres engendrés, assiette active du cavalier expérimenté qui peut être neutre, limitante ou motrice. C'est un des points fondamentaux à observer dorénavant pour toute étude sur l'assiette du cavalier. Sans cette détermination préalable il existera un biais d'assiette.

Ce travail est un début de réponse à Blokhuis *et al.* [13] qui souligne le besoin de développer un système robuste qui permet aux instructeurs d'évaluer objectivement les cavaliers de base.

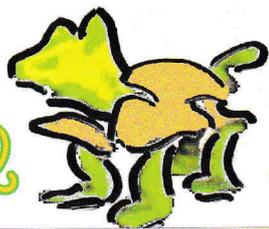
Le simulateur « Peteris Klavins », le chemin pour de futures études ?

Conflits d'intérêts : les auteurs déclarent n'avoir aucun conflit d'intérêt en lien avec cet article.

Remerciements à Andréa Gebhardt, ostéopathe DO MROF, à Nathalie Brouillet, ingénieur biomécanique, et à Laurent Paillet, ostéopathe DO.

Références

1. Galloux P, Biau S, Jeddi R, Auvinet B, Lacouture P. Adaptation biomécanique du cavalier à cheval ; étude préliminaire. Equathlon.1997;29:46-9.
2. Greve L, Dyson S. The horse-saddle-rider interaction, Vet J. 2013;195(3):275-81.
3. Swift S. Centered riding. London: St Martin's Press; 1985.
4. Licart J. Équitation raisonnée. Panazol (France): Lavauzelle; 1989.
5. Licart J. Perfectionnement équestre. Panazol (France): Lavauzelle; 1989.
6. Chêne P. Le centaure ou la relation cheval/cavalier [document électronique]. http://www.osteo4pattes.info/Centaure_P_CHENE_2004.pdf. Consulté le 04/12/2013.
7. Deuel NR, Lawrence LM. Laterality in the gallop gait of horses. J Biomech. 1987;20(6):645-9.
8. Galloux P, et al. Analyse du mouvement de la selle aux trois allures par une technique accélérométrique (programme Persival) en vue de sa simulation par une plateforme à six degrés de liberté. Paris: CEREOPA, JRE, 2 mars 1994; 223-9.
9. Bouloc C, Biau S. Ostéopathie et fonctionnement du cavalier [document interne]. Saumur (France): École Nationale d'Équitation; 2012.
10. Adam G. Influence de la technique globale de hanche sur la position du cavalier à cheval [mémoire]. Champs-sur-Marne (France): École Supérieure d'Ostéopathie de Paris Marne-la-Vallée; 2007
11. Juste C. L'ostéopathe dans l'assiette du cavalier Etude de l'influence d'un traitement ostéopathique sur l'utilisation des aides naturelles du cavalier de dressage [mémoire]. Nantes (France): Collège Ostéopathique Sutherland; 2010.
12. Symes D, Ellis R. A preliminary study into rider asymmetry within equitation. Vet J. 2009;181(1):34-7.
13. Blokhuis MZ, Aronsson A, Hartmann E, Van Reenen CG, Keeling L. Assessing the rider's seat and horse's behavior: difficulties and perspectives J Appl Anim Welf Sci. 2008;11(3):191-203.



L'article qui suit est le résumé en anglais d'un MASTER II DE RECHERCHE (Méthodologie de Recherche en Biomécanique Humaine Ergonomie et Recherche Clinique) à l'Université de Reims aimablement prêté par son auteur.

O ur issue was to quantify changes in the seat of the riders after osteopathic treatment.

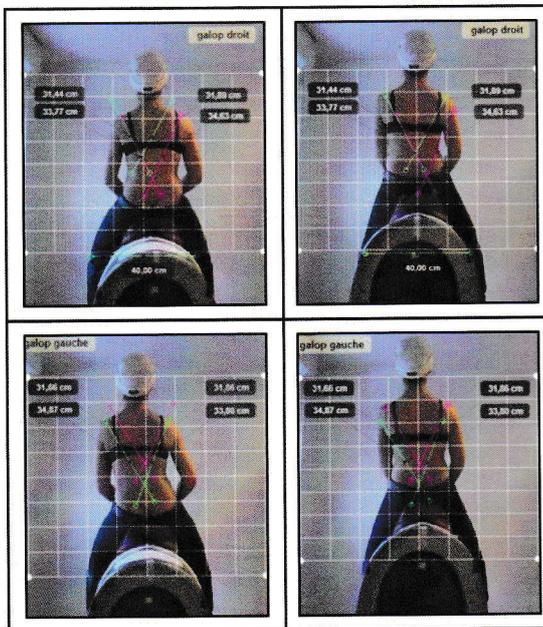
A pre-test to quantify the success of the canter sound simulator was validated by 16 experienced riders at the stables of Montebello (Windor Horses). This enabled a comparative study with 28 experienced riders divided into a treated group and an untreated control group. The test of success gallop on equestrian simulator «Clergerie» and video analysis were developed to quantify the seat of the riders. Although our sample population showed dispersion criteria, Friedman ANOVA and coefficient of concordance Kendal demonstrated repeatability and reproducibility of our test ($p > 0.05$). A repeated measures ANOVA showed significance of our sound test for the treated group ($p < 0.05$) and post hoc revealed that the effect was real for the retest and the retention test ($p < 0.05$). However, the video analysis is not conclusive because the desired effect was the size of the measure-

ment error. The scope of our study is limited for several reasons: our sound test is inherent in the machine, the excessive dispersion of our population and very expert character, the size of our population and our poor video capture and analysis. This sound test has become a reference for the education and rehabilitation of riding simulator at Windor Horse.

► Introduction :

The seat of the rider is the determinant of the relationship between horse and rider [46]. Quality of this relationship depends in part on communication and performance in dressage horse rider combination (Greve L, Dyson S, 2013) [53]. The quality of posture and balance jumper influence his seat (Swift, 1985) [9]. The rider's body is a balance more or less used which may affect the performance of the animal (Licart, 1989) [10]. An imbalance or disorder of posture will sound on the quality of the link, thus the performance. Osteopathy is a manual medicine concerned with posture and balance of the person [38]. To what extent this manual medicine helps to maintain and improve the link quality [3] (Chêne, 2009). Is there a convenient and reliable way to qualify and / or quantify this seat? Rider's seat in standing position and dy-

namic in "balancier global" is a pertinent method for healthy riding. All the tested riders used this pattern to realize the sound and the canter test. (Galloux et al, 1997. [37]



The canter is an asymmetrical movement composed of one left and one right. (Deuel & Lawrence, 1987) [56] «Laterality in the gallop gait of horses» shows on four horses quarter horse, the difference in duration of contact between the canter and gallop right to left in the same

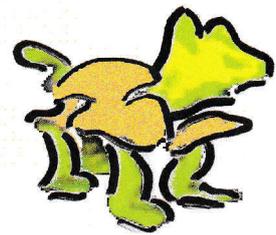
horse. They have chosen the most naturally gallop on the left foot than on the right foot. Horses anointed asymmetrical locomotion. They borne curved left or right.

No prior study with "clergerie" simulator and quantification of the seat's riders has been done.

The first issue is to find an effect of osteopathic treatment on the quality of the posture of the rider's seat.

The second issue is to determine whether the test can be done a remarkable simple criteria objectification and practical to implement in order to determine the quality of the seat of the rider. We will need to know the repeatability and repro-

âge	height	weight	gallop	pract	A-B	âge	height	weight	gallop	pract
26,36	169,29	63,86	6,5	18,57	average	33,71	166,07	66	6,86	17,5
6,222	8,052	9,599	0,52	6,085	standard deviation	14,45	7,5495	12,16	0,53	9,859
21	155	53	6	10	mini	20	157	50	6	5
44	185	90	7	33	maxi	55	184	90	8	40



ducibility.

A canter sound simulator pretest was validated by 16 experimented riders. Six test measures right gallop and gallop left were performed to evaluate the repeatability in the same session. After analysis by the Shapiro-Wilk test for small sample, it appears a non-normal distribution. S-W [0.94162, 0.85960] and P [0.01885, 0.36936]. This requires us to analyze our variables by nonparametric tests. Friedman ANOVA and coefficient of concordance Kendal have been used to assess repeatability and reproducibility of our test ($p > 0.05$). This allows us to use this test to set up our study on the simulator.

► Subjects, equipments :

Study with 28 experienced riders distributed into a treated and an untreated control group (GROUPE A, GROUPE B).

Equestrian simulator "clergie" by Peteris Klavins, working with an electric rotary motor (Kw 0370 with a maximum input current 4.2 A) capable of operating at a frequency of 0 to 100 Hz, adjustable frequency potentiometer brand Leroy Somer. This rotary motion is converted into the same frequency oscillating movement by means of an articulated arm which allows it to provide the rocking horse. This rocking motion is seen in the sagittal plane, vertical and anterior-posterior direction. During test, frequency is 70 Hz stable. The assembly is absorbed by a compression spring set distributed along the axes X, Y, Z in order to allow movement in all planes.

Video camera HP 485, 30 ips

Kinovea software for video analysis

► Methods :

- 3 tests per performance
- 3 performances test/retest/retention

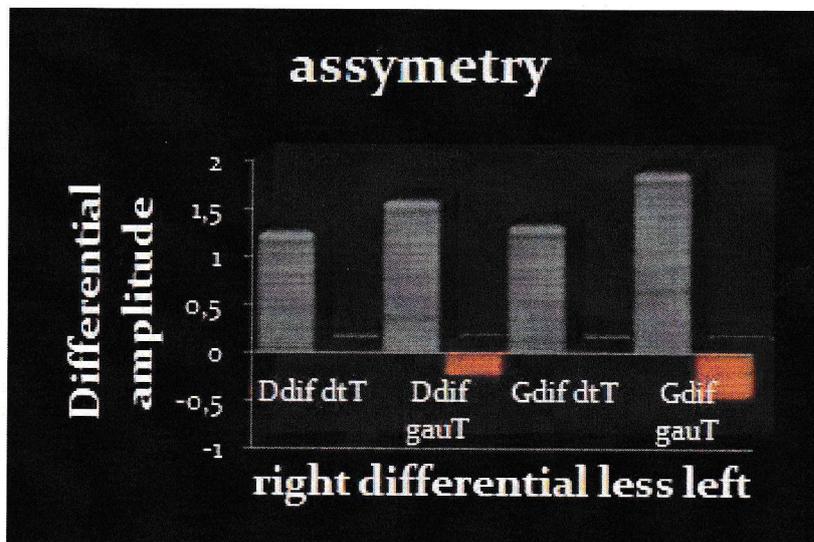
test

- Parameters
 - o device's proper sound
 - o swings differential
 - o effort perception

► Test

Minimum session of conditioning experimentation for all riders:

- Frequency 70 cycle / min.
- Sitting trot be soft and limp recovered in overall balanced 5 minutes
- 5 minutes sitting trot up and down the legs, remove, release.
- 5 minutes sitting trot forward thrust of the pelvis on 10 strides alternating with experience



- Frequency 90 cycle / min.
- Sitting trot and trot up alternating 5 minutes calipers
- Frequency 70 cycle / min.
- Down the buttock in the saddle from the shoulder, alternating with 5 for 5 minutes.

Completion of movement of the canter 5mn.

On the machine it is defined as a clockwise rotation (galloping left) or counter-clockwise (gallop right) movement of the pelvis. P Galloux et Al. (Programme Persival, 1995) [63] observe that «The top view is a broad ellipse that widens

the side of the foot where the horse gallops.» At first free practice right and left, then test leads if necessary.

Once this period is completed we can pass the entire test. Frequency of the machine cycle at 70 / min for all.

Instructions:

- Head straight
- Fixed shoulders
- Deep in the saddle

Same for every rider after laying markers preset:

- 2 minutes slouched sitting trot / global balance
- 2 min sitting trot up and down the legs
- Sitting trot, each buttock down a dozen times
- Left 4 canter strides, 4 strides and right 4 times each specific test once in rehearsal to ensure understanding.

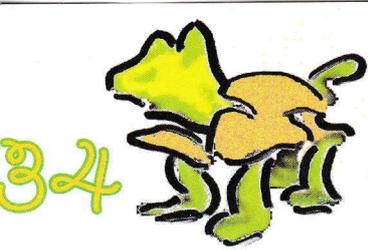
Specific test:

- 10 canter stride right (counter-clockwise rotation)
- Trot a few strides
- Galloping stride 10 left (clockwise)
- Resting on a trot in sudden release for 3 minutes to recover.
- Learning the test 3 times.

► Analysis :

During canter, the movements of vertebral ripples are asymmetrical in the horizontal plane. Thus, galloping right, only normally produce bends the neck left and bends the back right. These movements tend to form an inverted S galloping right and S galloping left. These movements in the horizontal plane for the horse result in movements in the frontal plane for the rider, these are accurate movements that we analyze.

- EVA felt the effort perception
- Score 0: absence of effort felt
- Score between 1 and 3: mild exertion
- Score between 4 and 6 intense effort
- Score greater than 7: Very severe effort



► Results and Discussion :

- Devices 'sound:

- After analysis the population with a Student independent t test $p > 0.05$, since we can't reject H_0 . The two groups are homogeneous, the average population A is not significantly different from the average for the population as B. A repeated measure ANOVA ($p < 0.05$) and Fisher post hoc showed that the osteopathic treatment effect was real for the retest and the retention test ($p < 0.05$). The response of the Post Hoc test confirms the significance of the three means of our test. This means, first, the average test / re-test is significantly different, the average re-test / test retention is different and the average test / retention test is different. We can conclude that the treatment effect (moydt1A/moydt2A), its retention time (moydt1A/moydt3A), and the continuity of the change in treatment effect between the re-test and the retention test (moydt2A / moydt3A). Agree the E.N.E. assessment in 2012 (Bouloc).

- Disagree Galloux et al (1997) «amplitude important and phase shifted basin». Our study shows that the amplitude of the pelvis rotation is very important, but in line with the simulator. It would be interesting to compare the two simulators. This is the difference between the active and undergoes gallop. Confirm Adam (2007) by improving «the accompaniment of basin in galloping». Realize, Juste (2010) advocated.

- Swings differential:

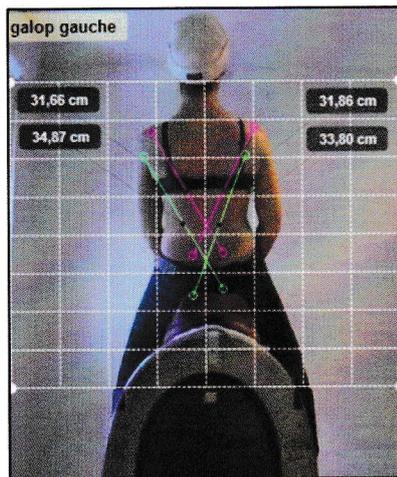
- U test of Mann-Whitney test for independent samples assigned variables gallop galloping right and left. Our population is homogeneous, there is no difference because we can't reject H_0 . The median population A is not significantly different from the median of the population B because $p > 0.05$ Using the Wilcoxon test, and sign test.

The median of the variable test is not significantly different from the median of the variable re-test for $p > 0.05$. There is the same results between re test and retention test. The measurement error did not allow to determine a significance, HD camera and share software needed.

Effort perception was decreasing for the two groups.

- Side effect:

- An asymmetry is observed between the right and the left line, for all riders (28) the left line is more length that the right, it's disagree Symes & al (2009). « a preliminary study into rider asymmetry » they observe that all the rider (17) have a higher ample movement of the right shoulder.



At the question "is there a size or weight of the variable sound effect?"

A multiple regression for each dependent variable depending on the size and weight showed no relationship, $p > 0.05$. There is no effect of varying weight and size of the tone test.

► Perspectives :

Windor Horse is using this sound test as accurate and reliable. This allows effective monitoring of the quality of learning of the rider's seat.

Our team is using equestrian simulator and osteopathy to rehabilitate a surgery's hemiplegia and scoliosis.

► Conclusion :

Osteopathy is a manual medicine concerned with posture and balance of the person, this manual medicine helps to maintain and improve the link quality of the rider's seat.

The sound test simulator is a convenient and reliable way to qualify and / or quantify this seat.

A binding amendment to the definition of rider's seat: passive seat and active seat.

Passive attitude when non experienced rider suffered the movement of horses, active base that can be neutral, braking or driving to the experienced rider. It's of the utmost importance for future studies that the concept is explicit in the tests on the rider's seat or on the saddle experiment. [5] (Pradier, 2010)

This work is an initial response to Blokhuis et al, (2008) [50] «Assessing the rider's seat and horse's behavior: Difficulties and Prospects.» They conclude: «There is a clear need to develop a robust system that allows instructors to assess objectively the base jumpers.»

Dominique Prin Conti

<http://saint-maur-des-fosses.osteopathie.org/dominique-prin-conti/>

► References :

Books :

- Barrey JC. (2005) L'équitation, le cheval et l'éthologie, Belin [64]
- Bouloc C. (2012) Ostéopathie et fonctionnement du cavalier, ENE, Biau S, Saumur [57]
- Chêne P. (2009) Le centaure ou la relation cheval / Cavalier, 11 février 2009 [3]
- Commandant Licart. (1989) Equitation raisonnée, la Vauzelle sport. [10]
- Commandant Licart. (1989) Perfectionnement équestre, la Vauzelle sport [24]
- D'Orgeix J. (2007) Dresser c'est simple, Belin [7]
- Devos P. (2005) Statistiques et Recherche médicale, CERIM, 2005 [41]
- Dr Levertin A., Dr Heiligenthal F., Dr Schutz G., & Dr Zander G. (1896) - La gymnastique médico-mécanique Zander, ses principes, ses applications, Stockholm, imprimerie Royale, 4. [27]
- Général de Carpentry. (1964) Equitation académique, Emile Hazan [20]
- Gueudeville C. O. (1888/1891) Méthode accélérées d'équitation, Alcan Lévy 1888 Equitation artificielle et naturelle, Paris, 1890 Manuels d'équitation artificielle naturelle, 1891. [26]
- Henriquet M. (2006) La sagesse de l'écuier, l'œil neuf [17]
- Henriquet M., Durant C. (2007) Gymnase et dressage, Vigot [8], [11], [23]



- Henry G. (2002) Le travail au galop, Crépin Leblond [18]
- Jung C.G. L'union des inconciliables, « psychologie et alchimie », p 187. [36]
- Korr I. Bases physiologiques de l'ostéopathie, Frison Roche, 1993. [31]
- Lalanne E. (1885) Principe d'équitation. Nouvelle méthode de gymnastique équestre, 1885. Cheval mécanique, 1886. Principe d'équitation, 1894. Description des exercices sur le cheval gymnastique breveté, 1895. Traité complet d'équitation suivie d'une méthode nouvelle gymnastique équestre, 1897. [25]
- Manuel d'équitation F.F.E. (1974) Charles Lavauzelle. Equitation académique F.F.E. Oct.1991. [4]
- Matras J.J. (1967) Le son, que sais-je PUF, 1967, 71 [39]
- Podhajsky A. (1968) L'Equitation, Odège [22]
- Pradier P. (2010) Mécanique équestre et équitation, Belin [21] [5]
- Robichon de la Guérinière F. (1733) L'école de cavalerie, Belin 2005 [15]
- Sommermeier I. (2007) La bonne assiette du cavalier, de Vecchi [14]
- Swift S. (1985) Centered riding [9]
- Tricot P. (1998) A.T.Still autobiographie, Sully. [30]
- Xénophon. (2008) De l'art équestre, Paris, traduction d'Edouard - Delebecque, 57 [6]
- Articles :**
- Barrey J.C., & al. (1993) Relationships between accelerometric and kinematic measurements in a running horse, Proc I.S.B., Paris 04-08/07/93, 148-149 [45]
- Barrey J.C., & Galloux P. (1997). Analysis of the equine jumping technique by accelerometry. Equine veterinary journal. Supplement, (23), 45-49. [37]
- Biau S. () Interaction biomécanique entre le cavalier et son cheval, étude bibliographique, cadre noir [2]
- Blokhuis Mz & al. (2008) Assessing the rider's seat and horse's behavior: difficulties and perspectives J Appl Anim Welf Sci. 2008;11(3):191-203. [50]
- Biau S. Responsable de la recherche ENE, Saumur, sophie.biau@cadrenoir.ifce.fr [28]
- Deuel NR., & Lawrence LM. (1987) Laterality in the gallop gait of horses, J Biomech. 1987;20 (6):645-9. [56]
- Gallou P., & al. (1997) Adaptation biomécanique du cavalier à cheval, Equathlon, numero 29, décembre 1997 [12]
- Galloux & al. (1995) Etude de la loco-

- motion par acélérométrie, ENE, B207 Saumur, Equathlon vol7 num28 [44]
- Galloux P. & al. (1995) Analyse du mouvement de la selle aux trois allures par une technique accélérométrique en vue de sa simulation par une plateforme à six degrés de liberté, Equathlon, vol7, n°28, dec [63]
- Galloux P., & al. (1994) Analyse du mouvement de la selle aux trois allures par une technique accélérométrique (programme Persival) en vue de sa simulation par une plateforme à six degrés de liberté, CEREOA, JRE, Paris 2 mars,p223-229 [47]
- Galloux P., Biau S., Jeddi R., Auvinet B., & Lacouture P. (1997) Adaptation biomécanique du cavalier à cheval, étude préliminaire, Equathlon, n°29 :46-49 [46]
- Greve L., & Dyson S. (2013) The horse-saddle-rider interaction, Vet J. Mar; 195(3):275-81. doi: 10.1016/j.tvjl.2012.10.020. Epub 2012 Nov 21. Centre for Equine Studies, Animal Health Trust, Lanwades Park, Kentford, Newmarket, Suffolk CB8 7UU, UK. [53]
- Kang OD., Ryu YC., Ryew CC., Oh WY., Lee CE., & Kang MS. (2010) Comparative analyses of rider position according to skill levels during walk and trot in jeju horse, Hum Mov Sci [48]
- Kuczynski M., & Slonka K. Gait Posture. (1999) Oct;10(2):154-60. [52]
- Lebon G. (1891) Equitation actuelle et ses méthodes, revue scientifique, juillet 1891. [1]
- Les dossiers de l'obstétrique mars 2008 [33]
- Prin-Conti D. « l'ostéopathie et l'ostéopathe » Pharmagarde, 2008 [38]
- Schwesig R., Sannemülller K., Kolditz R., Hottenrott K., & Esperer HD. (2008) Specific riding styles are associated with specific effects on bodily posture control, Sportverletzung Sportschaden [51]
- Schwisig R., & al. (2009) Impact of therapeutic riding on gait and posture regulation, Sportverletz Sportschaden, Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg, Abteilung Sportwissenschaft, 06099 Halle/Saale [49]
- Symes D., & Ellis R. (2009) A preliminary study into rider asymmetry within equitation, Vet J. 2009 Jul;181(1):34-7. 10.1016/j.tvjl.2009.03.016. Epub Apr 16. [55]
- The girth Team GBA kept as a secret weapon, Horse & Hound 30 August 2012, 58-60 [13]

- Witte K., Schoebesberger H., & Peham C. (2009) Motion pattern analysis of gait in horseback riding by means of Principal Component Analysis. PCA, Hum Mov Sci. 2009 Jun;28(3):394-405. doi: 10.1016/j.humov.2009.04.002. Epub May 13. [54]
- Adam G. (2007) Influence de la technique globale de hanche sur la position du cavalier à cheval, Ecole Supérieure d'Ostéopathie, Paris - Marne-la-Vallée [59]
- Coquery A. (2011) Influences du traitement ostéopathique du plancher pelvien sur l'assiette du cavalier dans le but d'améliorer la performance du couple cavalier/cheval, Collège Ostéopathique Sutherland, Nantes [60]
- Dachery C. (2006) Influence du traitement ostéopathique du cavalier sur le travail du cheval monté, Cormier Emmanuel;Darraillans Laure, Ecole Supérieure d'Ostéopathie, Paris - Marne-la-Vallée [58]
- Juste C. (2010) L'ostéopathe dans l'assiette du cavalier Etude de l'influence d'un traitement ostéopathique sur l'utilisation des aides naturelles du cavalier de dressage, Collège Ostéopathique Sutherland, Nantes [61]
- Sanchis D. (2007) Cavalier et cheval, interaction des lésions ostéopathiques, ISOP, Paris [62]

Témoignages

Histoire d'une rencontre avec la vie.

J'ai reçu dernièrement en consultation une maman york et ses quatre chiots de 5 semaines. Ils sont nés par césarienne.

L'éleveuse - que je sais attentive et observatrice- me les amène car « ils ne sont pas comme d'habitude ». Bien que leur développement physique (poids, taille, dentition débutante etc...) soit normal, ils sont « peu communicatifs, et jouent

Réflexions Sur l'Assiette Du Cavalier

Réflexions sur l'assiette statique et l'assiette dynamique du cavalier, objectivation des troubles posturaux.

Introduction

L'objectif principal de notre recherche est de connaître comment se comporte la relation entre le bassin du cavalier et la selle. Nous allons voir que la littérature est peu précise à ce sujet. Nous allons répertorier et développer les outils nécessaires afin d'exporter le laboratoire de recherche sur le terrain de l'expérimentation pratique in situ. (Bon, 1891), publie dans la « revue scientifique » une série d'articles. Il veut utiliser des bases scientifiques liées à la modernité de l'époque pour établir l'équitation. « La tendance de l'esprit moderne, est de confier autant que possible à des instruments scientifiques, au lieu de l'abandonner à nos sens, la constatation des phénomènes. Les premiers, en effet, ne connaissent pas l'erreur, les seconds y sont exposés toujours. »

L'équitation est un des rares sports qui se pratique avec un animal. C'est un sport d'équipe ou l'équipe est composée de deux espèces différentes. Ceci implique qu'il faut une entente parfaite entre les deux protagonistes pour qu'ils se comprennent (Ragons, 2012). Une bonne communication entre le cavalier et son cheval (utilisation des aides) permet au cavalier de bien se faire comprendre de son cheval et d'obtenir ce qu'il souhaite de lui. A contrario, une communication pervertie dans le couple cavalier/cheval est à bannir car elle entraînera la mésentente, source d'incompréhension(s).

Revue de Littérature

La zoologue Marthe Kiley-

Worthington «le cheval a un langage subtil et sophistiqué, il sait lire notre corps, rien ne lui échappe.» (Kiley-Worthington, 1999)

90% des difficultés rencontrées avec les équidés pourraient être attribuées à leur cavalier(e)s. Je me propose lors de cette étude d'apporter un début de réponse à cette affirmation.

Ses études sur le comportement et l'intelligence du cheval nous amène à réfléchir sur les enjeux de l'enseignement de l'équitation moderne. Jusqu'à peu, l'enseignement des grands maîtres était plutôt de type académique militaire, avec les contraintes nécessaires à ce type d'équitation sans tenir compte de la possibilité de l'adaptation réciproque entre le cavalier et son cheval. Il nous faut

«C'est la qualité qui permet au cavalier de demeurer maître de son équilibre, en toutes circonstances, quelles que soient les réactions du cheval. »

sortir de l'enseignement de type académique par l'intermédiaire d'un enseignement plus subtil et plus adapté à l'Art Equestre actuel (comme maître Nuno Oliveira, maître Georges Maleroni) en y incluant une méthodologie scientifique ludique. Il existe un lien entre le mal du dos du cheval et son comportement. Lesimple (2011). Par une observation de 19 chevaux répartie sur deux centres équestres. L'observation de la forme et de la hauteur de l'encolure du cheval en relation avec la hauteur des mains, des talons et longueur des rênes, met en évidence un lien entre les postures au travail et les problèmes vertébraux rencontrés au box, ainsi que la posture du cavalier en relation avec la posture au travail.

Cette étude souligne l'importance pour les professionnels d'enseigner

aux cavaliers une position correcte, et ce dès le début de la pratique équestre.

Etude de L'équilibre

...dynamique du cavalier.

Pour cela, nous ferons appel aux informations de la Fédération Française d'Equitation (Lavauzelle, 1974) qui donne comme définition de l'assiette :

« C'est la qualité qui permet au cavalier de demeurer maître de son équilibre, en toutes circonstances, quelles que soient les réactions du cheval. »

L'assiette a une influence considérable sur l'équilibre du cheval. De son action (Pradier, 2010), de son opportunité et de sa finesse, dépendent la justesse des aides, des jambes, des mains.

Passive d'abord : penché en arrière, le cavalier fait refluer le centre de gravité sur les hanches, penché en avant ou pesant sur les étriers, il charge les épaules.

Action dynamique, l'assiette peut ralentir la cadence du cheval en se faisant freinante et en retard lors de l'enlever du trot enlevé, c'est-à-dire n'accompagnant plus l'allure elle va provoquer un ralentissement et rapidement devenir un signal. C'est un moyen de communication entre le cavalier et le cheval.

Position

Le fessier doit reposer dans le creux le plus profond de la selle, le poids est réparti de façon égale sur chaque fesse et sur les muscles internes de la cuisse, la colonne vertébrale est droite, le port de tête est naturel et droit, les épaules sont naturellement en arrière, sans tension, les bras pendent, légèrement en avant de la ligne verticale et tombent le long du corps.

Le premier traité équestre date de 370 avant JC (Xénophon, 2008), et déjà la position du cavalier fait référence. « Lorsque le cavalier est à cheval, que ce soit à cru ou sur une selle, nous ne recommandons pas qu'il soit placé comme sur un siège, mais comme debout avec les jambes écartées ». Le buste et la tête droits et décontractés.

S'asseoir sur le triangle formé par le périnée antérieur et les ischions permettent une assiette largement ouverte. La ceinture poussée en avant et basculée vers le bas. Les cuisses à plat descendant librement, légèrement en arrière. Les jambes tombant relaxées par leur propre poids. Léger contact de la face interne des mollets. Les pieds tournés vers l'intérieur, la pointe des pieds un peu relevée. Cette attitude laisse fonctionner les articulations et absorbe les secousses déjà amorties par le jeu du rein simplement fléchi. (Henriquet M., 2007)

« C'est lorsqu'elle est plus un moyen de contact qu'un moyen de tenue que l'assiette devient une aide primordiale ».

L'assiette est très dépendante de la position du corps du cavalier, mais pas uniquement. La décontraction des muscles, la souplesse des articulations, le sentiment de se faire 'lourd' sur la selle (c'est à dire mettre moins de poids sur les étriers et plus sur les fesses), la confiance enfin sont tout aussi importants, sinon plus que le respect rigoureux des préceptes du Manuel d'Équitation.

« L'approche centrée repose sur le parfait équilibre de votre corps et sur une perception fine, une conscience aigüe de vous-même et de votre cheval. » (Swift, 1985)

Équilibre Dynamique

Cette qualité (Licart, 1989) est inséparable de l'idée de mouvement. On ne peut garder son équilibre sur quelque chose qui remue que

par des mouvements accordés et non en cherchant à se fixer. « La fixité en équitation est seulement la réduction au minimum de ces mouvements et non l'immobilité. »

Comment peut-on améliorer la qualité de cet équilibre dynamique base de la performance et de la communication entre le cavalier et son cheval ?

Comme le centre de gravité du cheval en promenade se situe en arrière des antérieurs, celui d'un cheval au rassemblé peut se déplacer jusqu'à l'aplomb des postérieurs. Il est facile d'imaginer l'importance de l'harmonie du centre de gravité du cavalier avec celui de son cheval. L'utilisation de la position devient une aide pour obtenir le déplacement du centre de gravité d'avant en arrière et latéralement.

Montfaucon de Rogles, écuyer de la petite écurie du Roy à Versailles donne la description de la belle posture de l'homme à cheval en écrivant : « tout ce qu'on vient de dire suppose un cheval au repos dont les mouvements vont bientôt déranger cet équilibre de plus d'une manière. » (Henriquet M., 2007).

Encore une fois la différence est faite entre la belle position d'assiette figée en un instant d'immobilité et la qualité de l'assiette dynamique que nous appelons équilibre dynamique. Cette notion est importante pour le choix du placement d'un accéléromètre sur un équidé. Le centre de gravité du cheval varie en fonction de l'allure considérée et de la qualification de l'assiette de son cavalier.

Par réciprocité, votre cheval « cale » son centre de gravité sur le vôtre. (Henry, 2011).

La qualité de cet équilibre dynamique (l'assiette) assure la liaison du couple cavalier-cheval grâce au synchronisme du bassin avec les mouvements

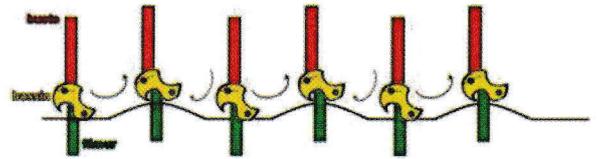


Figure 1 : Mouvement antéro-postérieur du bassin en fonction du mouvement du dos du cheval

du cheval. Il semblerait grâce à la technique équestre du balancier global, d'après les recherches de Favory (2011) « Or, pour que le cheval puisse « fonctionner » au mieux, il est nécessaire que son cavalier fonctionne « juste », c'est-à-dire symétrique, en équilibre et décontracté » que les autres régions anatomiques recherchent la plus grande stabilité.

Nous observons sur ce schéma, l'alternance de positionnement du bassin dans le plan sagittal (antéversion, rétroversion symbolisées par les flèches). En rétroversion la partie postérieure du bassin (coccyx) appuie tandis qu'en antéversion c'est la partie antérieure du bassin (pubis) qui appuie. Il existe un déplacement vertical du cheval entraînant un déplacement vertical du bassin majorant la force de réaction sur la partie anatomique du bassin du cavalier en contact avec la selle. Il existe de même un déplacement antéropostérieur du bassin confortant les appuis pubiens et coccygiens.

Il se trouve que la poussée de la selle est dirigée en avant et en haut. Cela nous permet de penser que ces appuis doivent être marqués sur les selles. Ce que nous confirmera notre étude sur le sujet.

Cette qualité (l'assiette) doit être dédiée à la communication avec le cheval et non au seul maintien de l'équilibre sur la selle. Cette communication intelligente est rendue 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).

Il semblerait, (Licart, 1989), que la qualité de l'assiette dépende avant tout non pas de la position que l'on fige sur le cheval à l'arrêt, mais la capacité du cavalier à suivre harmonieusement les différents mouvements inhérents à la locomotion montée du cheval.

Étude dynamique

Étude menée avec un athlète non cavalier. Cette étude nous permet d'évaluer la difficulté de rester « collé » à la selle.

MÉTHODOLOGIE.

Sur un cheval mécanique référent, étalonné par accélérométrie sur sa symétrie sa répétabilité et sur ses fréquences de fonctionnement, nous avons simulé une allure de trot sur une fréquence de 1.4 Hz. La consigne est de rester le plus collé possible dans la selle.

Paramètre observé : la différence de distance entre nos repères (selle/bassin) et le plan sagittal.

RÉSULTATS

L'augmentation de la distance entre le point fixe marqué sur la selle et

la croix sur le grand trochanter du cavalier lors des extremum de la position au trot, exprime la difficulté de rester dans la selle. Par contre le mouvement de la partie supérieure du cavalier suit le mouvement du cheval vers l'avant. La rectitude du dos du cavalier est constante (fig 1)

Et contrairement aux idées reçues, le fait de monter sans étriers (permettrait de reporter le poids dans la selle) ne change rien à la distance entre la selle et le bassin de notre cavalier. Il existe des extremum de mobilité identiques. (fig 2)

Le cavalier change son mode de fonctionnement en utilisant plus l'ouverture de l'angle de l'articulation coxo-fémorale. Il se tient plus rejeté en arrière. Mais le bassin est figé par maintien des cuisses et des mollets comprimés contre le cheval. Il assure son appui manquant dans les étriers par un contact médial plus important. Le bassin n'est pas projeté en avant par ouverture de l'angle coxo-fémoral, c'est la partie supérieure du tronc qui se projette en arrière ouvrant faussement l'angle coxo-fémoral. Il est nécessaire d'observer non seulement l'ouverture de l'angle de cette articulation mais aussi la position de la partie supérieure

du corps du cavalier dans l'espace cavalier/cheval.

Dans une énarthrose, le phénomène de circumduction favorise le mouvement combiné dans le sens flexion, abduction, rotation externe de l'articulation. Son pendant est extension, adduction rotation interne, pattern utilisé pour se stabiliser en serrant les genoux. Pour le cavalier novice, il est regrettable d'imprimer ou d'ancrer dans son schéma corporel ce mode de fonctionnement du bassin erroné. (fig4)

Il existe un déplacement du cavalier dans le sens antéro-postérieur.

Nous nous sommes aperçus dans notre expérimentation (Prin-Conti, 2013) d'un manque de concordance concernant les déplacements entre le cavalier, la selle et le cheval. **Il existe un déplacement du cavalier latéralement sur sa selle**, ce déplacement est certainement asymétrique.

A ce jour aucune étude ne semble s'intéresser à ce double phénomène.

Comment peut-on essayer de résoudre la difficulté d'observer le cavalier et le cheval en même temps ?

Figure 1 : Cavalier avec étriers, extremum de la position au trot

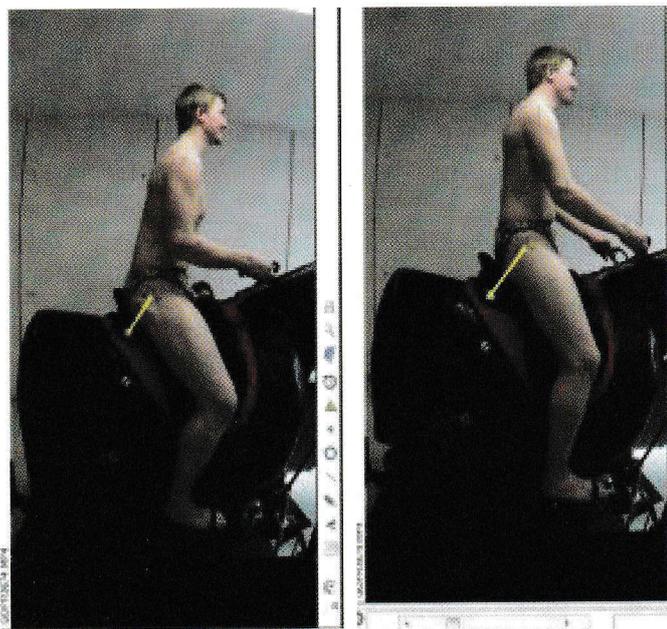


Figure 2 : Cavalier sans étriers, extremum de la position au trot

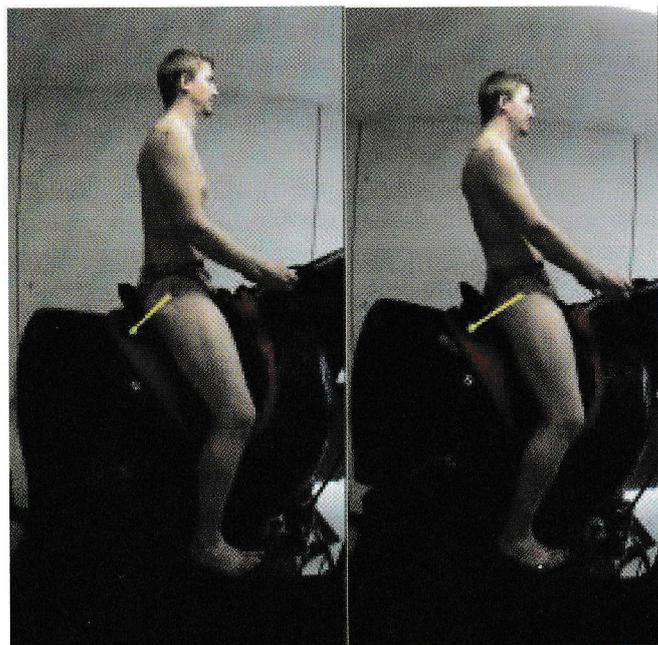
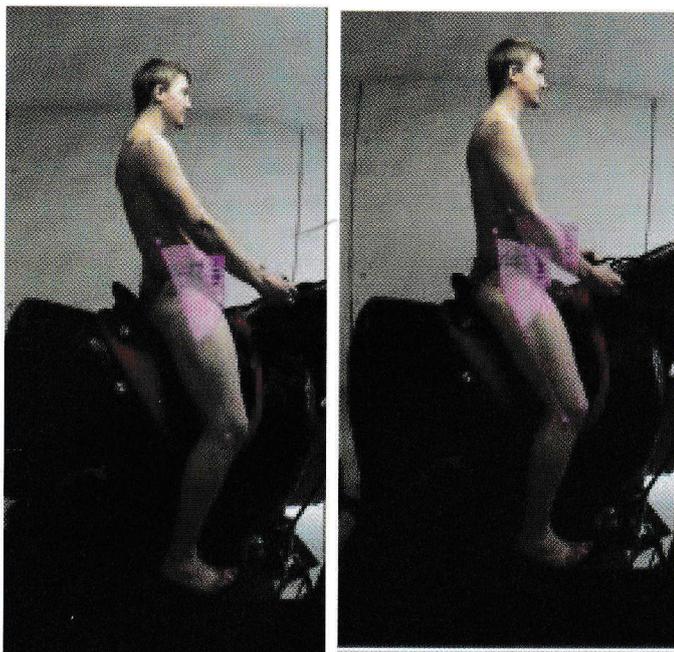


Figure 4 Ouverture coxo-fémorale



terne par examen clinique, pelvimétrie interne obstétricale et les pelvimétries par imagerie. Pour notre étude nous nous intéressons à la pelvimétrie du détroit inférieur, celui en contact avec la selle ou l'assise du cavalier. Le détroit inférieur se résumera pour nous à deux axes importants, celui du diamètre ischiatique et celui du diamètre sous coccyx sous pubien. Un axe antéro-postérieur et un axe latéral, ce qui correspondra

à l'axe des X et celui des Y.

A l'observation de ces schémas, les mesures données sont des mesures internes osseuses. Pour le contact avec la selle, il faut prendre en compte les mesures externes additionnées de l'épaisseur de la masse musculaire et graisseuse. Ces schémas montrent que le détroit inférieur est fermé par quatre tubérosités osseuses, le pubis en avant, le couple sacrum/coccyx en arrière et les tubérosités ischiatiques latéralement.

LA MESURE RÉELLE.

Lorsque vous montez plusieurs fois par jour sur une selle en cuir, l'appui des parties les plus en contact avec la selle laisse une marque d'usure inscrite dans le cuir, appelées mesure des empruntes sur selle. La mesure d'empreinte n'est réalisable que si il

PERSPECTIVES

Il existe un déplacement du cavalier sur sa selle dans le plan frontal et dans le plan sagittal. Une étude réalisée par Novel.de avec deux cavaliers, sur le même cheval, avec la même selle, sur le même sol et à la même allure (Bell, 2012) montre le déséquilibre ressenti par le cheval par l'intermédiaire des appuis de la selle sur le dos du cheval. Un tapis capteur de pression est interposé entre la selle et le cheval. Elle met en exergue la pression inadaptée sur la partie postérieure droite de la selle du cavalier n°1.

L'appui déterminé comme étant le plus important est situé plutôt en arrière de la représentation anatomique ischiatique.

Quelles parties anatomiques du cavalier appuient sur la selle ?

Nous allons essayer de répondre par une étude de pelvimétrie et une étude des empruntes des appuis osseux des cavaliers laissées sur les selles.

LA PELVIMÉTRIE.

Il existe différents types de pelvimétrie : pelvimétrie ex-

Figure 5 : Diamètres du détroit inférieur en obstétrique.

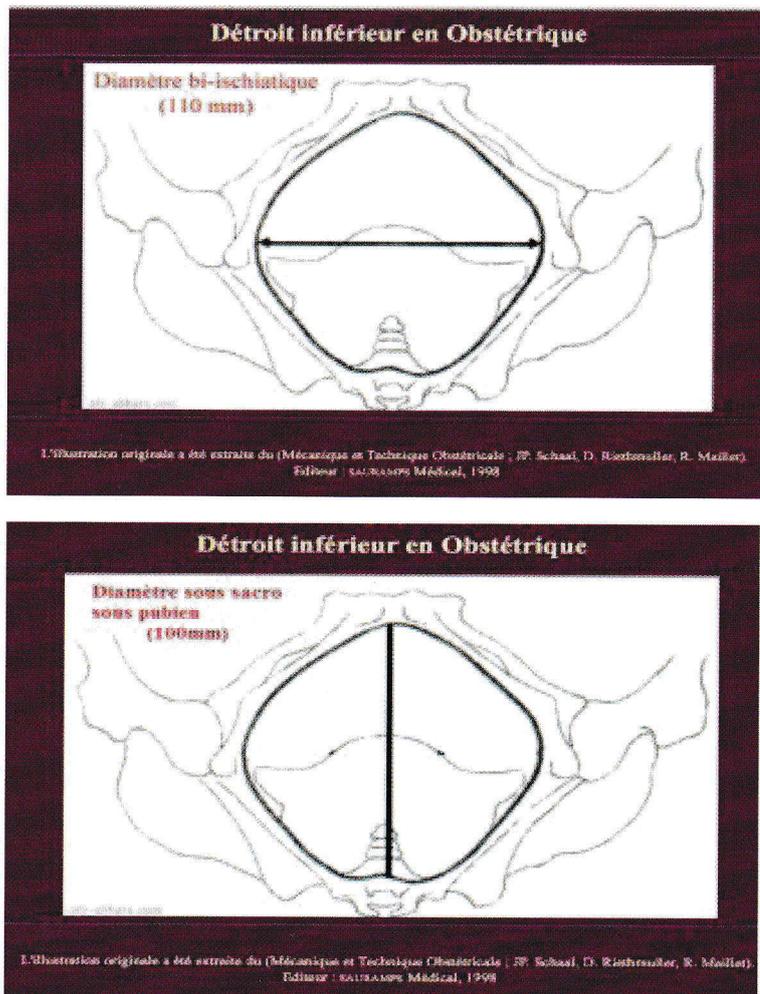




Figure 6 : Selle usée présentant les marques relevées.

existe des empreintes...

Pour cela, l'obligation est de s'intéresser aux selles en cuir des cavaliers qui montent avec une seule selle, plusieurs fois par semaine, voire plusieurs fois par jour depuis un temps suffisamment long...

Nous observons quatre marques qui semblent correspondre aux appuis osseux retrouvés par la pelvimétrie :

- les deux ischions latéralement
- le pubis en avant
- le sacrum ou coccyx en arrière.

Cette selle est une selle en suédine, photographiée juste après usage, c'est pourquoi l'humidité de la transpiration laisse de telles empreintes. Ceci est rarement le cas dans les selles en cuir, seules les marques d'usures persistent.

Nous avons sélectionné deux écuries de dressage (ADM Dressage et Liverdy Dressage), les Ecuyères du musée vivant du cheval à Chantilly, plus tous les cavaliers rencontrés au hasard des différent concours équestres et qui ont bien voulu participer à cette étude. Lors des stages que nous organisons sur cheval mécanique, les cavaliers apportent leur selle et cela m'a permis d'évaluer un large spectre de cavaliers différents sur un grand

nombre de selles.

- Longueur : mesure antéro-postérieure entre l'appui pubien et sacro-sciatique.

-Largeur : mesure entre les appuis ischiatiques droit et gauche.

-Inter : mesure de la distance de l'intersection des deux mesures, d'avant en arrière.

Ces mesures permettent de placer exactement les capteurs sur la selle. Le résultat de ces mesures est placé pour le moment sous secret d'affaires, par Maître A.Geuss, avocat à KHP INT LTD pour la protection de « ADPC ». Registered to number 07469216, document 20.

Nous réalisons un gabarit à ces mesures qui permettra la construction de notre plateforme. Nous répondrons au besoin d'objectiver les troubles de la posture du cavalier monté.

Conclusion

Contrairement aux idées reçues, l'assiette du cavalier est en contact avec la selle par quatre appuis déterminés par analyse pelvimétrique et anatomique, confirmé par la mesure des empreintes sur selle.

Il faut revoir notre concept d'assise statique sur un cheval et considérer l'équilibre dynamique du couple cavalier cheval.

Nous retenons : il n'est pas nécessaire de martyriser le dos du cheval en faisant des séances interminables de trot assis sans étrier. Cela contribue à ancrer une mauvaise position posturale chez le cavalier qui se déjette en arrière pour assurer son équilibre instable.

Cela contribue certainement à faire souffrir inutilement le cheval par des contretemps de force dans la selle à cause de l'inadaptation de l'assiette du cavalier au rythme du cheval.

Cela contribue certainement à faire fonctionner le cavalier en mode lombaire ou dorso lombaire et sur-solliciter cette région anatomique.

L'effet centaure existe parce que le cavalier maintient son équilibre dynamique sur le cheval et que le cheval n'a de cesse de caler son centre de gravité sous le cavalier. C'est parce que le cavalier est parfois incohérent que le cheval n'arrive plus à nous maintenir sur son dos.

L'homéostasie du couple cavalier/cheval passe par bon fonctionnement du cavalier sur le dos du cheval. Le bon fonctionnement du cavalier passe par le règlement ostéopathique des troubles de la posture du cavalier. Si un cheval présente régulièrement les mêmes troubles lors de votre consultation, alors pensez à faire vérifier la posture du cavalier...

Dominique Prin Conti
prin-conti@wanadoo.fr

Bibliographie

- Auvinet. (1998). la santé du cavalier. Paris: chiron.
- Auvinet. (1999, septembre). Lom-balgies et équitation. synoviale(83).
- Barrey, J. (1990). Dynamique exogène et homologie gestuelle : isopraxie. Hippocampe, 8.
- Bell. (2012, 08 30). The girth Team GBA

Création et validation d'un outil d'analyse de la posture du cavalier 'ADPC'

Un matériel validé grand public spécifique à l'analyse de la posture du cavalier à cheval serait utile pour garantir la santé du cheval, pour améliorer l'enseignement équestre et la performance des cavaliers. Notre première spécificité est d'interposer plusieurs capteurs de force situés entre l'assise du cavalier et la selle afin de mesurer au mieux, toutes les pressions exercées par l'appui du bassin sur la selle. Nous validons par comparaison avec une plateforme de stabilométrie prise comme référence (Dune PL0002 capteurs OIML 6000). Nous ne trouvons pas de différence entre les valeurs des deux plateformes par un test t bilatéral ($p\text{-value}>0.05$) et un test des rangs de Wilcoxon-Mann-Whitney ($p\text{-value}>0.05$) que nous confirmons grâce à la méthode graphique de Bland-Altman. Nous retenons et étudions le comportement de dynamomètres. Nous fîmes une validation sur la machine d'essai flambant "GUNT" et sur machine d'extensométrie INSTRON 8872 pour les capteurs d'étriers. Notre deuxième spécificité est d'avoir validé un simulateur qui est parfaitement symétrique et stable sous la charge aux fréquences testées, corroboré par tests non paramétrique ($p\text{-value}<0.05$). Notre étude expérimentale sur la posture ($n=125$) nous permet de définir des normes posturales assises statiques et dynamiques sur simulateur à fréquence imposée de 1.4 Hz. Nous créons de nouvelles variables qui permettent une analyse spécifique de la posture à cheval, en fonction du genre et de l'expertise. Nous définissons une bonne posture du cavalier, déterminons et analysons deux types de stratégies utilisées par les cavaliers novices et les experts, nous projetons en expérimentant l'impact probable de quelques spécificités posturales. Notre matériel est ludique et permet l'analyse scientifique des datas.

plateforme de selle, performance du cavalier, stabilométrie, posture, simulateur équestre.

Creation and validation of a rider's posture analysis device 'ADPC'

A validated mass-market material specific to the horse rider's posture analysis would be useful to ensure the horse's health, to improve equestrian education and rider performance. Our specificity is (i) interpose several force sensors located between the rider's seat and the saddle to measure at best, all the pressures exerted by the support of the pelvis on the saddle. We validate by comparison with a stabilometric platform taken as a reference (Dune PL0002 OIML 6000 sensors). We do not find any difference between the values of the two platforms by a bilateral t test ($p\text{-value}>0.05$) and a Wilcoxon-Mann-Whitney rank test ($p\text{-value}>0.05$) that we confirm with the Bland-Altman graphical method. We retain and study the behaviour of dynamometers. Validation on the "GUNT" test machine and on the INSTRON 8872 extensometer machine for stirrups sensors has been done. (ii) the second is to have validated an simulator which is perfectly symmetrical and stable under load at tested frequencies, corroborated by non-parametric tests ($p\text{-value}<0.05$). The experimental balance study ($n=125$) allows us to define static and dynamic postural standards on a 1.4 Hz simulator frequency. We create new variables that allow a specific analysis of the rider's balance, depending on the type and expertise. We define a "good posture" of the rider, determine and analyze different strategies used by novice and expert, and project by experimenting the likely impact of some postural specificities. Our device is fun and allows the scientific data analysis.

48T saddle platform, rider performance, stabilometry, balance, equestrian simulator

.Discipline : RECHERCHE CLINIQUE, INNOVATION TECHNOLOGIQUE, SANTÉ PUBLIQUE

Spécialité : STAPS

Université de Reims Champagne-Ardenne
PSMS EA 7507
UFR STAPS , chemin du Roulier, 51100 Reims

