

Année 2016

**ANALYSE COMBINÉE DES DONNÉES DE
CARDIO-FRÉQUENCEMÈTRE, D'ECG ET
D'ÉCHOGRAPHIE CARDIAQUE MESURÉES
LORS DE TESTS D'EFFORT CHEZ DE JEUNES
CHEVAUX D'ENDURANCE**

THÈSE

Pour le

DOCTORAT VÉTÉRINAIRE

Présentée et soutenue publiquement devant

LA FACULTÉ DE MÉDECINE DE CRÉTEIL

le...29 septembre 2016

par

Augustin, Gilles, Robert LENOIR

Né le 4 février 1992 à Paris 17^{ème}

JURY

Président : Pr. GALACTEROS

Professeur à la Faculté de Médecine de CRÉTEIL

Membres

Directeur : Mme Céline ROBERT

Professeur à l'ENVA

Codirecteur : Mme Dagmar TRACHSEL

Praticienne hospitalier à l'ENVA

Assesseur : M. Laurent TIRET

Professeur à l'ENVA

LISTE DES MEMBRES DU CORPS ENSEIGNANT

Directeur : M. le Professeur Gogny Marc

Directeurs honoraires : MM. les Professeurs : Cotard Jean-Pierre, Mialot Jean-Paul, Moraillon Robert, Parodi André-Laurent, Pilet Charles, Toma Bernard.

Professeurs émérites : Mme et MM. : Bénét Jean-Jacques, Chermette René, Combrisson Hélène, Courreau Jean-François, Deputte Bertrand, Niebauer Gert, Paragon Bernard, Pouchelon Jean-Louis.

Département d'élevage et de pathologie des Équidés et des Carnivores (DEPEC)

Chef du département : Pr Grandjean Dominique - Adjoint : Pr Blot Stéphane

<p>Unité pédagogique de cardiologie</p> <ul style="list-style-type: none"> - Pr Chetboul Valérie* - Dr Gkouni Vassiliki, Praticien hospitalier - Dr Séchi-Tréhiou Emilie, Praticien hospitalier <p>Unité pédagogique de clinique équine</p> <ul style="list-style-type: none"> - Pr Audigé Fabrice - Dr Bertoni Lélia, Maître de conférences - Dr Bourzac Céline, Maître de conférences contractuel - Dr Coudry Virginie, Praticien hospitalier - Pr Denoix Jean-Marie - Dr Giraudet Aude, Praticien hospitalier * - Dr Jacquet Sandrine, Praticien hospitalier - Dr Mespoulhès-Rivière Céline, Praticien hospitalier <p>Unité pédagogique de médecine interne</p> <ul style="list-style-type: none"> - Dr Benchekroun Ghita, Maître de conférences - Pr Blot Stéphane* - Dr Campos Miguel, Maître de conférences associé - Dr Freiche-Legros Valérie, Praticien hospitalier - Dr Maurey-Guéneq Christelle, Maître de conférences <p>Discipline : imagerie médicale</p> <ul style="list-style-type: none"> - Dr Stambouli Fouzia, Praticien hospitalier 	<p>Unité pédagogique de médecine de l'élevage et du sport</p> <ul style="list-style-type: none"> - Dr Cléro Delphine, Maître de conférences - Dr Fontbonne Alain, Maître de conférences - Pr Grandjean Dominique* - Dr Maenhoudt Cindy, Praticien hospitalier - Dr Nudelmann Nicolas, Maître de conférences <p>Unité pédagogique de pathologie chirurgicale</p> <ul style="list-style-type: none"> - Pr Fayolle Pascal - Dr Mailhac Jean-Marie, Maître de conférences - Dr Manassero Mathieu, Maître de conférences - Pr Moissonnier Pierre - Pr Viateau-Duval Véronique* - Dr Zilberstein Luca, Maître de conférences <p>Discipline : ophtalmologie</p> <ul style="list-style-type: none"> - Dr Chahory Sabine, Maître de conférences <p>Discipline : Urgences - soins intensifs</p> <ul style="list-style-type: none"> - Dr Steblaj Barbara, Praticien Hospitalier <p>Discipline : nouveaux animaux de compagnie</p> <ul style="list-style-type: none"> - Dr Pignon Charly, Praticien hospitalier
--	--

Département des Productions Animales et de la Santé Publique (DPASP)

Chef du département : Pr Millemann Yves - Adjoint : Pr Dufour Barbara

<p>Unité pédagogique d'hygiène, qualité et sécurité des aliments</p> <ul style="list-style-type: none"> - Pr Augustin Jean-Christophe - Dr Bolnot François, Maître de conférences * - Pr Carlier Vincent <p>Unité pédagogique de maladies règlementées, zoonoses et épidémiologie</p> <ul style="list-style-type: none"> - Pr Dufour Barbara* - Pr Haddad/Hoang-Xuan Nadia - Dr Praud Anne, Maître de conférences - Dr Rivière Julie, Maître de conférences contractuel <p>Unité pédagogique de pathologie des animaux de production</p> <ul style="list-style-type: none"> - Pr Adjou Karim* - Dr Belbis Guillaume, Maître de conférences - Pr Millemann Yves - Dr Ravary-Plumioën Bérange, Maître de conférences - Dr Troistisky Karine, Praticien hospitalier 	<p>Unité pédagogique de reproduction animale</p> <ul style="list-style-type: none"> - Dr Constant Fabienne, Maître de conférences* - Dr Desbois Christophe, Maître de conférences (rattaché au DEPEC) - Dr El Bay Sarah, Praticien hospitalier - Dr Mauffré Vincent, Assistant d'enseignement et de recherche contractuel - Dr Ribeiro Dos Santos Natalia, Maître de conférences contractuel <p>Unité pédagogique de zootechnie, économie rurale</p> <ul style="list-style-type: none"> - Dr Arné Pascal, Maître de conférences - Pr Bossé Philippe* - Dr De Paula Reis Alline, Maître de conférences - Pr Grimard-Ballif Bénédicte - Dr Leroy-Barassin Isabelle, Maître de conférences - Pr Ponter Andrew - Dr Wolgust Valérie, Praticien hospitalier
---	--

Département des sciences biologiques et pharmaceutiques (DSBP)

Chef du département : Pr Chateau Henry - Adjoint : Dr Pilot-Storck Fanny

<p>Unité pédagogique d'anatomie des animaux domestiques</p> <ul style="list-style-type: none"> - Pr Chateau Henry - Pr Crevier-Denoix Nathalie - Pr Degueurce Christophe - Pr Robert Céline* <p>Unité pédagogique de bactériologie, immunologie, virologie</p> <ul style="list-style-type: none"> - Pr Boulouis Henri-Jean* - Dr Le Poder Sophie, Maître de conférences - Dr Le Roux Delphine, Maître de conférences - Pr Quintin-Colonna Françoise <p>Unité pédagogique de biochimie</p> <ul style="list-style-type: none"> - Pr Bellier Sylvain* - Dr Lagrange Isabelle, Praticien hospitalier - Dr Michaux Jean-Michel, Maître de conférences <p>Discipline : éducation physique et sportive</p> <ul style="list-style-type: none"> - M. Philips Pascal, Professeur certifié <p>Unité pédagogique d'histologie, anatomie pathologique</p> <ul style="list-style-type: none"> - Dr Cordonnier-Lefort Nathalie, Maître de conférences - Pr Fontaine Jean-Jacques* - Dr Laloy Eve, Maître de conférences - Dr Reyes-Gomez Edouard, Maître de conférences 	<p>Unité pédagogique de management, communication, outils scientifiques</p> <ul style="list-style-type: none"> - Mme Conan Muriel, Professeur certifié (Anglais) - Dr Desquilbet Loïc, Maître de conférences (Biostatistique, Epidémiologie) * - Dr Fournel Christelle, Maître de conférences contractuelle (Gestion et management) <p>Unité de parasitologie, maladies parasitaires, dermatologie</p> <ul style="list-style-type: none"> - Dr Blaga Radu, Maître de conférences (rattaché au DPASP) - Dr Cochet-Faivre Noëlle, Praticien hospitalier (rattachée au DEPEC) - Dr Darmon Céline, Maître de conférences contractuel (rattachée au DEPEC) - Pr Guillot Jacques* - Dr Polack Bruno, Maître de conférences - Dr Risco-Castillo Verónica, Maître de conférences <p>Unité pédagogique de pharmacie et toxicologie</p> <ul style="list-style-type: none"> - Pr Enriquez Brigitte, - Dr Perrot Sébastien, Maître de conférences * - Pr Tissier Renaud <p>Unité pédagogique de physiologie, éthologie, génétique</p> <ul style="list-style-type: none"> - Dr Chevallier Lucie, Maître de conférences contractuel (Génétique) - Dr Crépeaux Guillemette, Maître de conférences (Physiologie, Pharmacologie) - Dr Gilbert Caroline, Maître de conférences (Ethologie) - Pr Panthier Jean-Jacques, (Génétique) - Dr Pilot-Storck Fanny, Maître de conférences (Physiologie, Pharmacologie) - Pr Tiret Laurent, (Physiologie, Pharmacologie) *
---	---

* responsable d'unité pédagogique

REMERCIEMENTS

Au Professeur de la Faculté de Médecine de Créteil,

Qui m'a fait l'honneur de présider mon jury de Thèse,
Hommage respectueux.

Au Professeur Céline Robert,

Professeur à l'École Nationale Vétérinaire d'Alfort,

Qui m'a proposé ce travail et l'a dirigé,
Merci pour votre aide et votre grande disponibilité.

Au Docteur Dagmar Trachsel,

Praticienne hospitalière à l'École Nationale Vétérinaire d'Alfort,

Qui a codirigé ce travail de thèse,
Merci pour votre aide et votre grande disponibilité.

Au Professeur Laurent Tiret,

Professeur à l'École Nationale Vétérinaire d'Alfort,

Grand amateur de musique et qui a accepté de participer à mon jury de Thèse,
Merci pour votre temps et votre dynamisme.

À mes parents et mon petit frère,

Qui me soutiennent dans ma voie depuis le début et m'encouragent. Je ne vous dirais jamais assez que je vous aime.

À Mamie « Baleine »

Tu es inébranlable et solide comme un roc. Merci pour toutes ces années de chouchoutage et de soutien.

À Mamie Josette, Papi Gilles et Papi Robert,

Vous me regardez de là-haut, j'espère que vous êtes fiers de moi.

Aux Docteurs Bruno Lenoir, Franck Lefebvre et Anne-Françoise Lefebvre,

Mes oncles et tante véto qui m'ont vu en stage depuis la troisième, et m'ont toujours soutenu et orienté.

À Chloé,

Même après ces mois difficiles pour nous deux tu gardes ta place dans mon cœur, j'espère pour longtemps encore.

À Luc, Colas et Robert,

Merci pour ces soirées posées à geeker jusqu'à pas d'heure. Merci pour ces fous rires en imagerie, à Alforme et au chenil de chirurgie ;)

À Céline, Christine, Claire et Kévin,

Les Chili con Poneys renaîtront dans le futur j'en suis sûr ! Merci pour toutes ces répétes et ces concerts. On rejouera « Somebody Told Me », parce que j'adore vous saouler avec mon départ à la basse.

À mon ANCIEN Aurélien,

Qui m'a accueilli dans cette grande famille alforienne, puis accompagné pendant toutes ces années d'École. Je suis fier d'être ton poulot. Rien n'est dû au hasard.

« On va s'en sortir ANCIENG ?

Restez près de moi poulot, et tout ira bien »

À mes poulots Sarah et Pierre,

J'espère avoir réussi à vous transmettre les valeurs alforiennes. Merci pour cette semaine d'Accueil que vous avez vécue à fond et pour toutes ces soirées qui ont suivi.

À mes co-A5 : Alexandra, Alizée, Anne-Sophie, Hélène, Lucie, Marine, Oriane et Yolaine,

Merci pour cette dernière année, vous étiez un super groupe.

Aux internes Audrey, Benoit, Eve-Marie, Héloïse, Katelijn, Nolwenn, et Sophie,

Merci de m'avoir supporté dans mes hauts et mes bas au Cirale, à l'École et à Nantes.

À toute l'équipe de la Clinique Équine, Aude, Céline et Céline, Aurélie, Andres, Olivier, Manue,

Merci pour votre formation et tout ce que vous m'avez transmis cette année.

TABLE DES MATIERES

INTRODUCTION	13
PARTIE I : ÉTUDE BIBLIOGRAPHIQUE.....	15
I. Besoins d'étude de l'activité cardiaque chez le cheval	15
A. Besoins cliniques	15
B. Suivi médico-sportif	15
C. Utilité en recherche.....	16
II. Outils d'étude de l'activité cardiaque.....	17
A. Cardio-fréquencemètre	17
1. Principe de fonctionnement	17
2. Composition de l'appareil.....	17
3. Obtention de l'enregistrement.....	17
B. Électrocardiographe.....	18
1. Principe de fonctionnement	18
2. Composition de l'appareil.....	18
3. Obtention de l'enregistrement.....	18
a. Dérivation base-apex	18
b. Dérivation pour l'enregistrement pendant l'effort	19
c. Transmission et affichage de l'enregistrement.....	20
C. Variabilité de la fréquence cardiaque	21
1. Principe général	21
2. Analyse temporelle	21
a. Intervalle RR moyen	21
b. Fréquence cardiaque.....	21
c. Ecart-type des intervalles RR	21
d. Racine carrée de la moyenne des carrés des différences.....	22
3. Analyse non-linéaire	22
a. SD1	23
b. SD2.....	23
4. Analyse fréquentielle	23
a. Transformation de Fourier rapide.....	23
b. Basses fréquences (LF)	24
c. Hautes fréquences (HF).....	24

d.	Ratio LF/HF	24
D.	Echocardiographie	25
1.	Principe de fonctionnement	25
2.	Composition de l'appareil	25
3.	Obtention de l'enregistrement.....	25
a.	Préparation du patient.....	25
b.	Génération de l'image	25
c.	Mode bidimensionnel	26
d.	Mode temps-mouvement.....	26
III.	Utilisation des différents outils pour les mesures de l'activité cardiaque à l'exercice	27
A.	Détermination de dimensions cardiaques de référence	27
1.	Dimensions brutes.....	27
2.	Influence de l'âge.....	27
3.	Influence du poids	28
4.	Influence du genre.....	28
5.	Influence de la race	28
6.	Influence de l'entraînement	28
7.	Influence des anomalies fonctionnelles	29
a.	Régurgitations valvulaires	29
b.	Blocs atrioventriculaires de second degré.....	29
B.	Apports de la variabilité cardiaque	30
1.	Quel appareil choisir ?	30
2.	Principaux paramètres étudiés	31
3.	Résultats obtenus	33
	PARTIE II : ÉTUDE EXPÉRIMENTALE.....	37
I.	Animaux, matériels et méthodes	37
A.	Population de l'étude	37
B.	Déroulement du test d'effort.....	38
C.	Acquisition des données d'échocardiographie	39
1.	Obtention des images échocardiographiques.....	39
2.	Enregistrement des images échocardiographiques	39
3.	Réalisation des mesures	40
D.	Traitement des données de cardio-fréquencemètre et d'électrocardiogramme	43
1.	Données de cardio-fréquencemètre (Polar®)	44

2.	Données d'électrocardiographie (Televet®).....	45
3.	Exploitation des fichiers textes d'intervalles RR.....	46
E.	Analyse statistique.....	50
1.	Analyse de la concordance des séries de mesure.....	50
2.	Analyse de la corrélation entre HRV et échocardiographie.....	50
II.	Résultats	53
A.	Nombre de données exploitables	53
1.	Etude de la concordance cardio-fréquencemètre/ECG.....	53
2.	Etude de régression entre données de variabilité cardiaque et échocardiographie	53
B.	Concordance cardio-fréquencemètre/ECG.....	53
1.	Phase d'échauffement	53
2.	Phase de galop.....	56
C.	Corrélations entre données de variabilité cardiaque et échocardiographie	59
III.	Discussion.....	61
A.	Protocole expérimental	61
1.	Nombre d'animaux	61
2.	Caractéristiques de l'échantillon.....	61
3.	Acquisition des données	61
a.	Choix des paramètres étudiés	61
b.	Synchronisation des mesures de l'activité cardiaque.....	62
4.	Traitement des données.....	62
B.	Résultats obtenus	63
1.	Étude de la concordance des séries de mesure.....	63
a.	Choix des valeurs seuils pour le graphique de Bland et Altman.....	63
b.	Bilan	63
2.	Étude de la régression entre paramètres HRV et échocardiographiques	64
C.	Perspectives possibles.....	65
1.	Utilisation des différents outils d'étude de l'activité cardiaque.....	65
2.	Relations entre HRV et échocardiographie.....	65
	CONCLUSION.....	67
	BIBLIOGRAPHIE.....	69
	ANNEXES.....	75

LISTE DES FIGURES

<i>Figure 1 : Placement des électrodes du cardio-fréquencemètre</i>	17
<i>Figure 2 : Positionnement des électrodes de l'ECG pour une dérivation base-apex (Durando, 2003 ; Marr et Patteson, 2010).</i>	19
<i>Figure 3 : Positionnement des électrodes de l'ECG pour une dérivation selon Zucca et al., 2003.</i>	20
<i>Figure 4 : Affichage du signal ECG lors d'un enregistrement</i>	20
<i>Figure 5 : Diagramme de Poincaré de l'analyse HRV non linéaire</i>	23
<i>Figure 6 : Amélioration des données fréquentielles en fonction du nombre de points de l'analyse (von Borell et al., 2007)</i>	24
<i>Figure 7 : Echographie cardiaque en 2D et en temps-mouvement</i>	26
<i>Figure 8 : Boîtier d'enregistrement de l'ECG (flèche) lors d'une série de mesures à Aurabelle</i>	38
<i>Figure 9 : Mesure de la longueur (LVL appelée ici VGd Long) et de l'aire du ventricule gauche (LVIA appelée ici VGd Surf) en fin de diastole (d) à partir de la vue parasternale droite longitudinale quatre cavités</i>	41
<i>Figure 10 : Mesure de la longueur (LVL appelée ici VGd Long) et de l'aire du ventricule gauche (LVIA appelée ici VGd Surf) en systole (s) à partir de la vue parasternale droite longitudinale quatre cavités</i>	41
<i>Figure 11 : Mesure de l'épaisseur du septum interventriculaire (1, IVS), du diamètre interne (2, LVID) et de l'épaisseur de la paroi libre du ventricule gauche (3, LVFW) en fin de diastole (d) à partir de la vue parasternale droite longitudinale quatre cavités</i>	42
<i>Figure 12 : Mesure de l'épaisseur du septum interventriculaire (1, IVS), du diamètre interne (2, LVID) et de l'épaisseur de la paroi libre du ventricule gauche (3, LVFW) en systole (s) à partir de la vue parasternale droite grand axe quatre cavités</i>	42
<i>Figure 13 : Courbes d'enregistrement brutes obtenues à la fin des tests d'effort</i>	44
<i>Figure 14 : Premier nettoyage d'un enregistrement de cardio-fréquencemètre.</i>	45
<i>Figure 15 : Zone non exploitable d'un enregistrement ECG (rectangle). La coupure est réalisée avant cette zone (flèche).</i>	46
<i>Figure 16 : Exemples graphiques des types d'erreurs rencontrées (Marchant-Forde et al., 2004).</i>	47
<i>Figure 17 : Variation de l'intervalle RR des données de cardio-fréquencemètre avant et après correction manuelle (erreur de type 2 dans l'encadré).</i>	47
<i>Figure 18 : Variation de l'intervalle RR des données de l'ECG avant et après correction manuelle</i>	48
<i>Figure 19 : Synchronisation manuelle des deux enregistrements à partir d'un pic commun</i>	49
<i>Figure 20 : Analyse de Bland et Altman pour les paramètres de variabilité cardiaque à l'échauffement.</i>	54
<i>Figure 21 : Analyse de Bland et Altman pour les paramètres de variabilité cardiaque au galop.</i>	57

LISTE DES TABLEAUX

<i>Tableau 1: Valeurs de référence des dimensions échocardiographiques brutes chez le cheval selon quelques études</i>	<i>27</i>
<i>Tableau 2 : Comparaison des études de concordance des mesures par cardiofréquencemètre et par ECG dans l'espèce équine</i>	<i>30</i>
<i>Tableau 3 : Paramètres de variabilité cardiaque utilisés dans les différentes études ...</i>	<i>32</i>
<i>Tableau 4 : Origines de la population de l'étude</i>	<i>37</i>
<i>Tableau 5 : Ecartés acceptés pour la concordance avec la méthode de Bland et Altman</i>	<i>50</i>
<i>Tableau 6 : Données exploitables pour l'étude de la concordance CFM/ECG</i>	<i>53</i>
<i>Tableau 7 : Résumé des statistiques de l'analyse de Bland et Altman pour l'échauffement.</i>	<i>55</i>
<i>Tableau 8 : Concordance à l'échauffement des deux enregistrements pour les paramètres de la variabilité cardiaque étudiés.</i>	<i>56</i>
<i>Tableau 9 : Résumé des statistiques de l'analyse de Bland et Altman pour le galop.</i>	<i>58</i>
<i>Tableau 10 : Concordance au galop des deux enregistrements pour les paramètres de la variabilité cardiaque étudiés.</i>	<i>59</i>
<i>Tableau 11 : Principaux résultats de régression simple linéaire des paramètres de variabilité cardiaque et d'échocardiographie</i>	<i>60</i>

LISTE DES ANNEXES

<i>Annexe 1 : Valeurs individuelles à l'échauffement pour les paramètres temporels et non linéaires de la variabilité cardiaque.</i>	<i>75</i>
<i>Annexe 2 : Valeurs individuelles à l'échauffement pour les paramètres fréquentiels de la variabilité cardiaque</i>	<i>77</i>
<i>Annexe 3 : Valeurs individuelles au galop pour les paramètres temporels et non linéaires de la variabilité cardiaque</i>	<i>79</i>
<i>Annexe 4 : Valeurs individuelles au galop pour les paramètres fréquentiels de la variabilité cardiaque</i>	<i>81</i>
<i>Annexe 5 : Valeurs individuelles avant (pré) et après (post) effort pour les paramètres échocardiographiques</i>	<i>83</i>
<i>Annexe 6 : Résultats des tests simples de régression linéaire entre les différents paramètres de variabilité cardiaque et d'échocardiographie</i>	<i>85</i>

LISTE DES ABREVIATIONS

Lorsque les abréviations sont suivies d'un "d", les mesures sont réalisées en diastole, lorsqu'elles sont suivies d'un "s" elles sont réalisées en systole.

Les abréviations anglaises ont été utilisées pour décrire les mesures échocardiographiques et de variabilité cardiaque dans le texte. Elles sont très communes y compris dans la communauté scientifique française.

Abréviation	Nom anglais	Nom français
Ao		Diamètre interne de l'aorte
BAV2		Bloc atrioventriculaire de second degré
Bpm		Battements par minute
CFM		Cardio-fréquencemètre
ECG		Électrocardiographie
FFT	Fast Fourier Transform,	Transformation de Fourier rapide
HF	High Frequencies,	Hautes fréquences
HR	Heart Rate	Fréquence cardiaque
HRV	Heart Rate Variability	Variabilité de la fréquence cardiaque
IVS	Interventricular Septum thickness	Épaisseur du septum interventriculaire
LA	Left Atrium,	Atrium gauche
LF	Low Frequencies	Basses fréquences
LV	Left Ventricle	Ventricule gauche
LV mass	Left Ventricle mass	Masse du ventricule gauche
LVM	Left Ventricular Free Wall	Paroi libre du ventricule gauche
LVA	Left Ventricular Internal Area	Aire interne du ventricule gauche
LVID	Left Ventricular Internal Diameter	Diamètre interne du ventricule gauche
LVL	Left Ventricular Length	Longueur du ventricule gauche
LVV	Left Ventricular Volume	Volume du ventricule gauche
MHz		Mégahertz
Ms		Millisecondes
MWT	Mean Wall Thickness	Épaisseur moyenne des parois
n.u.	normalized units	unités normalisées
Pu		Diamètre interne de l'artère pulmonaire
RMSSD	Root Mean Square of Successive Differences	Racine carrée de la moyenne des carrés des différences
RR		Intervalle RR moyen
RV	Right Ventricle	Ventricule droit
RWT	Relative Wall Thickness	Épaisseur relative des parois
SD1		Écart-type par rapport à la droite d'identité sur le graphique de Poincaré
SD2		Écart-type par rapport à la droite perpendiculaire à la droite d'identité sur le graphique de Poincaré
SDRR	Standard Deviation of RR Intervals	Écart-type des intervalles RR
SV	Stroke Volume	Volume d'éjection

INTRODUCTION

L'étude de l'activité cardiaque présente un intérêt certain en clinique, en médecine sportive et en recherche. Elle permet d'évaluer l'aptitude physique d'un animal à l'exercice ou à l'effort, ainsi que son niveau de stress ou son bien-être. L'étude de l'activité cardiaque fait classiquement appel à deux techniques complémentaires : la variabilité cardiaque qui correspond à l'étude des variations de durée des cycles cardiaques et l'échographie cardiaque qui permet de visualiser le cœur et d'en mesurer des paramètres physiques. Dans le monde équin, l'étude de l'activité cardiaque a d'autant plus d'importance qu'on demande au cheval d'être un athlète, qu'il soit destiné à la course ou aux sports équestres. Les premières traces d'étude de la variabilité cardiaque remontent au 18^{ème} siècle avec les travaux de Hales qui aurait observé des relations entre la pression artérielle, les cycles respiratoires et le temps entre deux battements cardiaques (von Borell *et al.*, 2007). La variabilité cardiaque a été largement étudiée en médecine humaine et depuis les années 1990 en médecine vétérinaire pour évaluer le stress et l'entraînement chez les animaux (von Borell *et al.*, 2007).

Cependant, si l'activité cardiaque et notamment la variabilité cardiaque ont été largement étudiées dans le monde hippique, elles l'ont été très peu dans le monde de l'endurance équestre.

Ce travail s'inscrit dans le programme de recherche intitulé GenEndurance qui vise à étudier les caractères phénotypiques et génétiques des chevaux d'endurance, afin de proposer aux éleveurs, cavaliers et entraîneurs des outils pratiques et peu invasifs d'aide à la caractérisation de leurs chevaux. L'activité cardiaque est l'un des critères du phénotype pris en compte dans ce projet de recherche.

Un préalable à toute étude expérimentale est la validation des matériels utilisés. Dans ce cadre, il convient tout d'abord d'évaluer la concordance des différents appareils utilisés avant de conclure quant aux résultats obtenus. Peu de validations scientifiques de l'équivalence des mesures de cardio-fréquence-mètre et d'électrocardiographie pour l'analyse de la variabilité cardiaque sont disponibles et aucune n'a été réalisée à l'effort. On ne sait donc pas aujourd'hui si les résultats obtenus à partir de différentes études sont cohérents et significatifs les uns par rapport aux autres. Dans le cadre d'études de la variabilité cardiaque à l'effort, peut-on utiliser de façon équivalente le cardio-fréquence-mètre et l'électrocardiogramme ? De plus, aucune étude n'a tenté de mettre en relation les paramètres de variabilité cardiaque et les paramètres échocardiographiques. Existe-t-il des relations entre ces différents paramètres ?

Ce travail a pour objectif de déterminer d'une part si l'on peut utiliser de façon équivalente les outils de mesure de l'activité cardiaque que sont le cardio-fréquence-mètre et l'électrocardiographe holter pour l'analyse temporelle, fréquentielle et non linéaire de la variabilité cardiaque, afin de savoir s'ils sont interchangeable en pratique dans les études de terrain ; et d'autre part de vérifier s'il existe une relation entre les données de variabilité cardiaque et les valeurs d'échocardiographie.

PARTIE I : ÉTUDE BIBLIOGRAPHIQUE

I. Besoins d'étude de l'activité cardiaque chez le cheval

L'étude de l'activité cardiaque chez le cheval a permis plusieurs améliorations dans les domaines de la médecine, du suivi médico-sportif et de la recherche.

A. Besoins cliniques

D'un point de vue purement médical et diagnostic, l'étude de l'activité cardiaque permet de diagnostiquer certaines anomalies congénitales, affections dégénératives ou ponctuelles (Fraipont *et al.*, 2011 ; Marr et Bowen, 2010).

L'étude de l'activité électrique du cœur, par le biais de l'électrocardiographie (ECG), permet de mettre en évidence des dysfonctionnements dans la genèse et la conduction du signal nerveux au sein du cœur et révèle ainsi les extrasystoles auriculaires ou ventriculaires, les blocs atrioventriculaires et les fibrillations atriales.

L'étude morphologique et fonctionnelle du cœur, par le biais de l'échocardiographie, permet de visualiser les cavités cardiaques grâce aux ondes sonores et ainsi de mettre en évidence des malformations congénitales ou acquises telles que les communications interventriculaires, les insuffisances valvulaires mitrales, aortiques et tricuspides, les hypertrophies cardiaques, les tamponnades cardiaques et les endocardites ou péricardites.

Grâce à ces deux examens de choix que sont l'ECG et l'échocardiographie lors de suspicion clinique d'atteinte cardiaque, la cardiologie équine a pu se développer fortement et participer au diagnostic de contre-performance ou d'intolérance à l'effort (Buhl et Ersbøll, 2012 ; Fraipont *et al.*, 2011 ; Sleeper *et al.*, 2014 ; Young *et al.*, 2008, 2005).

B. Suivi médico-sportif

L'entraînement à long terme modifie l'activité cardiaque, aussi bien dans sa fréquence (Cottin *et al.*, 2006, 2005 ; Kinnunen *et al.*, 2006) que dans ses dimensions (Buhl et Ersbøll, 2012 ; Young, 1999). Le suivi régulier de la fonction cardiaque pendant l'effort, permet de déterminer le niveau d'entraînement du cheval de sport ainsi que son niveau de forme actuel, d'adapter l'entraînement à chaque individu et d'améliorer ainsi ses performances. Pour distinguer l'adaptation physiologique des dimensions cardiaques suite à l'entraînement des anomalies pouvant apparaître avec l'apparition de régurgitations par exemple (Buhl et Ersbøll, 2012), un suivi échocardiographique à long terme des chevaux athlètes est nécessaire pour réduire l'impact de ces modifications sur la performance sportive.

A court terme, le suivi de la fonction cardiaque associé à d'autres paramètres (suivi de la fonction respiratoire et de la lactatémie post exercice par exemple) procure des données sur l'intensité de l'exercice effectué. Différentes études ont été réalisées afin de déterminer les effets de l'intensité de l'effort sur la récupération (Cottin *et al.*, 2006, 2005) et d'adapter les besoins énergétiques à l'effort demandé (Goachet et Julliand, 2015). Ces études montrent qu'il est possible d'optimiser l'alimentation et l'entraînement pour améliorer la récupération et la progression du cheval.

Afin de réaliser un suivi de fréquence cardiaque sur le terrain, plusieurs appareils existent en fonction des besoins : l'ECG permet l'enregistrement complet de l'activité électrique du cœur, tandis que le cardio-fréquencemètre (CFM) enregistre les temps entre deux pics d'activité cardiaque pour en déduire une fréquence cardiaque. Ces deux appareils ne fournissent donc pas

les mêmes résultats et sont complémentaires pour le suivi médico-sportif : le CFM ne garde que la fréquence cardiaque tandis qu'avec l'ECG il est possible de détecter et de qualifier des anomalies rythmiques et de conduction en plus de la fréquence cardiaque.

C. Utilité en recherche

L'étude de la variabilité de la fréquence cardiaque (HRV, Heart Rate Variability) permet d'évaluer les effets des systèmes sympathique et parasympathique sur le cœur (Houle et Billman, 1999 ; Kuwahara *et al.*, 1996 ; Ohmura *et al.*, 2002 ; von Borell *et al.*, 2007). Dans le cadre de la recherche, l'HRV est un outil très intéressant pour étudier la fonction cardiaque et ses réactions à différents stimuli extérieurs.

Elle a été utilisée notamment pour :

- évaluer l'état de stress de l'animal (Becker-Birck *et al.*, 2013a, 2013b ; von Lewinski *et al.*, 2013) et cela de façon beaucoup moins invasive que des prélèvements sanguins pour doser le cortisol ou une mesure continue de la pression cardiaque avec un cathéter artériel ;
- évaluer l'évolution de la douleur au cours d'interventions chirurgicales expérimentales (Oel *et al.*, 2014 ; Pieler *et al.*, 2013) ;
- étudier l'influence de molécules (Sundra *et al.*, 2012 ; Yeragani *et al.*, 2002) ;
- étudier l'influence du transport (Munsters *et al.*, 2013a ; Ohmura *et al.*, 2012b ; Schmidt *et al.*, 2010b, 2010c, 2010d) sur la fonction cardiorespiratoire.

Les paramètres HRV s'obtiennent à partir des temps entre chaque battement cardiaque. Dans ce cadre, l'enregistrement seul des intervalles entre deux battements cardiaques est suffisant, c'est pourquoi les études utilisent alternativement un CFM ou un ECG. Cependant, peu de validations scientifiques de l'équivalence des mesures entre ces deux appareils ont été réalisées, il est donc difficile de savoir si l'on peut transposer les résultats obtenus à partir d'un appareil à des études faites avec l'autre.

L'échocardiographie est utilisée en recherche pour déterminer des valeurs de référence des dimensions cardiaques (Bakos *et al.*, 2002 ; Hada *et al.*, 2006 ; Maso, 2015 ; Zucca *et al.*, 2008), afin d'améliorer la détection d'anomalies cardiaques et le suivi médico-sportif des chevaux athlètes.

II. Outils d'étude de l'activité cardiaque

A. Cardio-fréquencemètre

1. Principe de fonctionnement

Un cardio-fréquencemètre (CFM) permet l'enregistrement du pic majeur (R chez les humains et les chiens, S chez les chevaux) de l'onde de dépolarisation cardiaque. Il fonctionne de manière relativement similaire à un électrocardiographe, si ce n'est qu'il n'enregistre pas tous les potentiels d'action du cœur et identifie uniquement le pic le plus important. Il calcule ensuite les intervalles entre ces pics pour les transformer en fréquence cardiaque instantanée.

2. Composition de l'appareil

Un cardio-fréquencemètre est constitué de deux électrodes qui captent l'activité électrique du cœur, d'un émetteur qui transmet cette information et d'un enregistreur qui enregistre l'information reçue (von Borell *et al.*, 2007).

Il existe deux types d'électrodes d'enregistrement : une ceinture qui contient les deux électrodes ou deux électrodes séparées et individualisées.

3. Obtention de l'enregistrement

La peau du cheval est mouillée au niveau du contact des électrodes à l'aide d'une éponge pour assurer un bon contact et une meilleure transmission de l'information électrique.

Une électrode est placée en arrière du garrot à gauche et l'autre est placée à gauche, à hauteur du cœur (Figure 1).

Figure 1 : Placement des électrodes du cardio-fréquencemètre



L'enregistreur détecte les pics dus à l'onde majeure de la dépolarisation cardiaque et enregistre la durée entre deux ondes identifiées, appelé intervalle RR, même si pour le cheval il serait plus correct de parler d'intervalle SS. Un programme transforme ensuite ces intervalles RR en fréquence cardiaque pour l'afficher à l'écran du receveur.

Les cardio-fréquencemètres les plus utilisés aujourd'hui sont ceux de la marque POLAR® (Polar Electro Öy, Finlande) (Becker-Birck *et al.*, 2013a, 2013b ; Cottin *et al.*, 2006, 2005 ; Hada *et al.*, 2006 ; Kinnunen *et al.*, 2006 ; Munsters *et al.*, 2013a, 2013b ; Pasing *et al.*, 2013 ; Rietmann *et al.*, 2004a ; Schmidt *et al.*, 2010a, 2010b, 2010c, 2010d ; Visser *et al.*, 2002 ; von Lewinski *et al.*, 2013).

B. Électrocardiographie

1. Principe de fonctionnement

Un électrocardiographe permet l'enregistrement des potentiels d'action du cœur en fonction du temps. Il enregistre les différences de potentiels entre les électrodes placées en différents points à la surface du corps, ce qui reflète les projections du champ électrique cardiaque à un moment donné. Il permet de distinguer toutes les parties de l'activité cardiaque, à savoir l'onde P, dépolarisation des oreillettes, le complexe QRS, dépolarisation ventriculaire et l'onde T qui correspond à la repolarisation ventriculaire. L'enregistrement ECG contient donc plus d'informations sur l'activité électrique du cœur que celui du CFM.

2. Composition de l'appareil

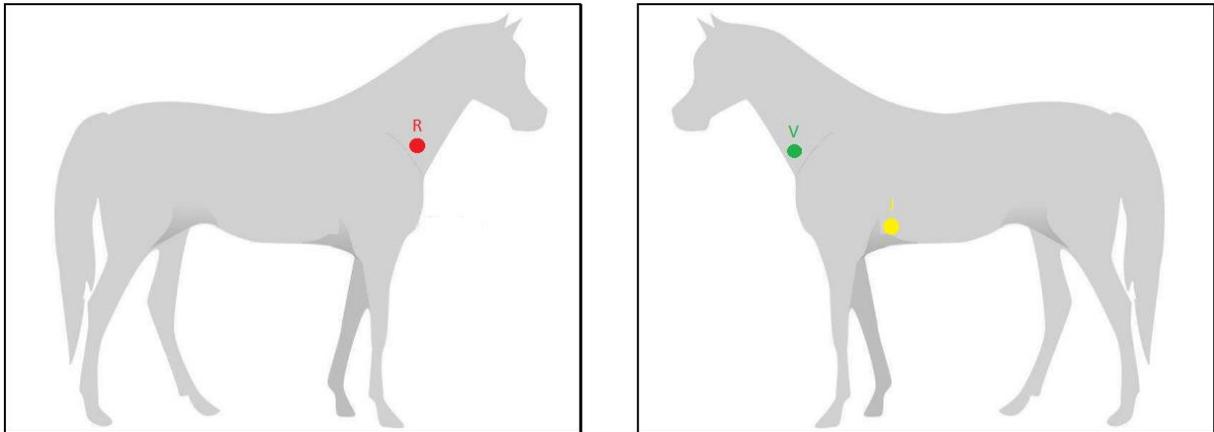
Un électrocardiographe est constitué de plusieurs électrodes, d'un boîtier enregistreur et d'une console de traitement (von Borell *et al.*, 2007).

3. Obtention de l'enregistrement

a. Dérivation base-apex

Les différentes électrodes sont placées autour du cœur. Différents placements sont possibles, le plus fréquent pour des applications cliniques étant la dérivation base-apex (Durando, 2003 ; van Loon et Patteson, 2010), qui est obtenue avec trois ou quatre électrodes. Elle permet de produire des complexes ventriculaires de grande amplitude et elle est assez bien tolérée par le cheval. C'est une modification des dérivations de Einthoven ; l'électrode positive est placée à gauche sur le thorax au niveau ou caudalement à l'olécrane, en regard de l'apex du cœur. L'électrode négative est placée à droite au niveau de la base du sillon jugulaire ou de la partie inférieure de l'épine scapulaire, en regard de la base du cœur. Ainsi la dérivée enregistrée correspond à la dérivée I. L'électrode de base est placée en regard de la jugulaire à gauche ou à droite, ou d'un site crânial à la scapula. Elle permet d'enregistrer les dérivées II et III, mais est souvent utilisée comme électrode de masse, s'il n'y pas de quatrième électrode sur l'appareil d'enregistrement. Une quatrième électrode, si présente, peut être utilisée comme électrode de masse ; elle peut être placée n'importe où sur le cheval (Figure 2). Il y a plusieurs modifications de ce système qui permettent notamment de placer les électrodes sous une sangle pour des enregistrements holter de 24 h par exemple ou pendant l'effort (Young et van Loon, 2014).

Figure 2 : Positionnement des électrodes de l'ECG pour une dérivation base-apex (Durando, 2003 ; Marr et Patteson, 2010).



L'électrode positive (J, jaune) est placée caudalement à l'olécrane, l'électrode négative (R, rouge) à droite dans le sillon jugulaire, l'électrode de base (V, verte) à gauche dans le sillon jugulaire.

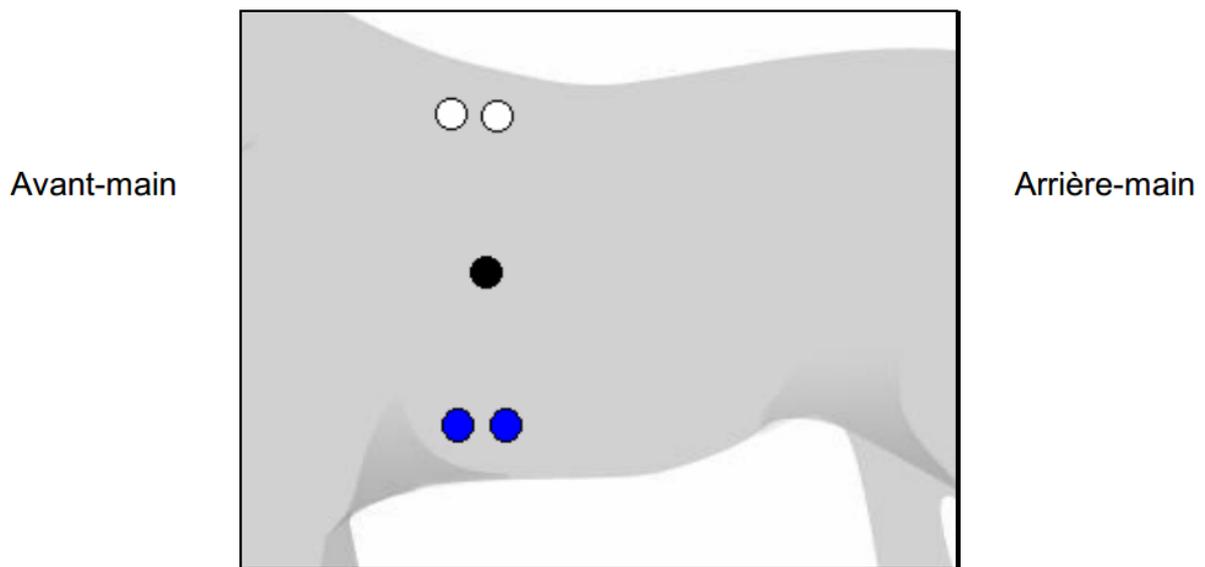
b. Dérivation pour l'enregistrement pendant l'effort

Pour l'enregistrement pendant l'effort, plusieurs modifications du positionnement des électrodes ont été proposées et sont utilisées. Le but étant d'avoir des enregistrements avec le moins d'artefacts de mouvement possibles et sans que le cavalier n'interfère avec les électrodes.

Un placement avec quatre électrodes prévoit de positionner l'électrode rouge à droite 30 cm en-dessous du garrot au niveau du passage de la sangle, l'électrode jaune à mi thorax à gauche avec l'électrode noire (électrode de masse) un peu au-dessus et l'électrode verte au niveau de l'olécrane ou au niveau de l'os xiphoïde. Cela permet de positionner toutes les électrodes sous la sangle utilisée pour longer par exemple. Avec l'utilisation d'une selle, le positionnement a encore été modifié en plaçant les électrodes rouge et noire en avant de la selle sur l'épine de la scapula et les électrodes jaune et verte sur l'abdomen à 30 cm derrière la sangle (Young et van Loon, 2014).

Une autre dérivation, utilisée pour les enregistrements de type Holter, consiste à placer 5 électrodes du même côté de l'animal à gauche (Borel, 2008 ; Zucca *et al.*, 2003). Les deux électrodes positives sont placées en arrière de l'olécrane à gauche, les deux électrodes négatives sont placées dans l'alignement des électrodes positives en arrière du garrot. L'électrode de référence est placée à mi thorax entre les deux couples d'électrodes (Figure 3).

Figure 3 : Positionnement des électrodes de l'ECG pour une dérivation selon Zucca et al., 2003.



Les deux électrodes positives (bleues) sont en arrière de l'olécrane gauche, les deux électrodes négatives (blanches) en arrière du garrot à gauche, l'électrode neutre (noire) est entre les deux couples d'électrodes.

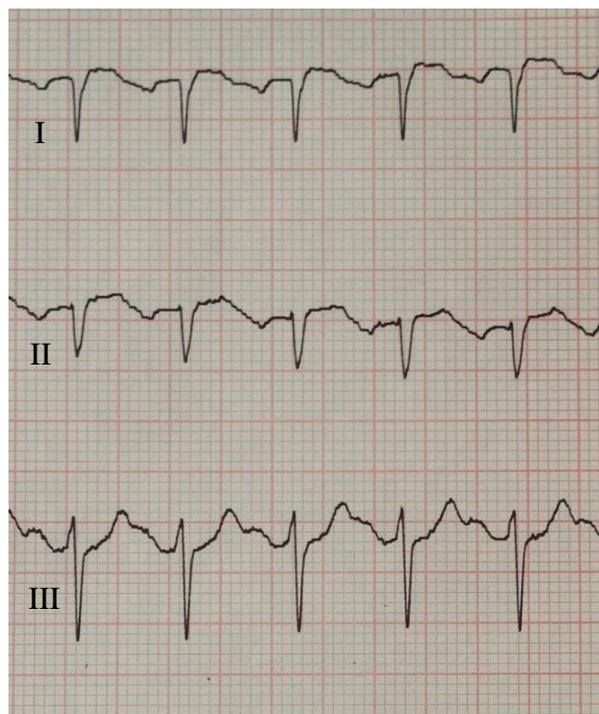
Crédit photo : Borel, 2008

c. Transmission et affichage de l'enregistrement

Le boîtier enregistreur récupère les signaux électriques provenant de la différence de potentiel entre deux électrodes. Avec trois électrodes, trois dérivations sont donc possibles.

La console de traitement affiche en continu les signaux électriques des différentes dérivations (Figure 4).

Figure 4 : Affichage du signal ECG lors d'un enregistrement



Contrairement au cardio-fréquence-mètre, l'électrocardiographe retient toute l'information de l'activité électrique cardiaque. Il est alors possible d'observer des anomalies de la genèse ou de la conduction, comme les blocs atrioventriculaires, les extrasystoles et les fibrillations.

C. Variabilité de la fréquence cardiaque

1. Principe général

Grâce au CFM et à l'ECG, il est possible d'obtenir les intervalles RR sur une durée fixée. La variabilité de la valeur de la durée de ces intervalles (en ms) constitue la variabilité de la fréquence cardiaque (HRV, Heart Rate Variability). Aujourd'hui, pour des raisons de standardisation, une durée d'au minimum cinq minutes avec un signal stable est préconisée pour les analyses de la variabilité cardiaque (Task Force of the European Society of Cardiology the North American Society of Pacing Electrophysiology, 1996 ; von Borell *et al.*, 2007)

L'analyse HRV comporte trois types d'analyses : temporelle, non-linéaire et fréquentielle.

La fréquence cardiaque à un moment donné reflète la somme des afférences sympathiques (qui augmentent la fréquence cardiaque) et parasympathiques (qui diminuent la fréquence cardiaque) appliquées au cœur. L'analyse de la variabilité des intervalles RR et donc de la fréquence cardiaque permet d'étudier les influences des deux divisions ortho et para du système nerveux autonome (von Borell *et al.*, 2007).

2. Analyse temporelle

Cette partie de l'analyse HRV regroupe les variables les plus intuitives à comprendre : ce sont les variables statistiques générales calculées sur une période donnée.

a. Intervalle RR moyen

L'intervalle RR moyen (RR, en ms) est la moyenne des intervalles RR sur la durée analysée.

b. Fréquence cardiaque

La fréquence cardiaque moyenne (HR, Heart Rate, en bpm, battements par minute) est la fréquence cardiaque moyenne sur la durée analysée.

Elle est calculée à partir de l'intervalle RR moyen en ms avec la formule suivante :

$$HR = \frac{60\,000}{RR}$$

c. Ecart-type des intervalles RR

L'écart-type des intervalles RR (SDRR, Standard Deviation of RR intervals, en ms) reflète l'écart moyen d'une valeur de l'intervalle RR à la moyenne dans l'échantillon.

Ce paramètre étant la racine carrée de la variance, il reflète tous les composants cycliques responsables de la variation de la fréquence cardiaque. Sur une longue durée d'observation, il permet de mettre en évidence les variations à long terme de la fréquence cardiaque, mais sur des petites périodes d'observation il reflète plus les variations à court terme. En raison de sa dépendance à la durée de la période d'observation, il n'est pas approprié de comparer les valeurs des SDRR sur des durées d'analyse différentes (Task Force of the European Society of Cardiology the North American Society of Pacing Electrophysiology, 1996 ; von Borell *et al.*, 2007).

d. Racine carrée de la moyenne des carrés des différences

La racine carrée de la moyenne des carrés des différences (RMSSD, Root Mean Square of Successive Differences, en ms) est obtenue en calculant la différence entre deux intervalles RR successifs, puis en élevant au carré cette différence avant de faire la moyenne de ces carrés. La RMSSD est obtenue en prenant la racine carrée de cette moyenne.

$$RMSSD = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (RR_i - RR_{i-1})^2}{n}}$$

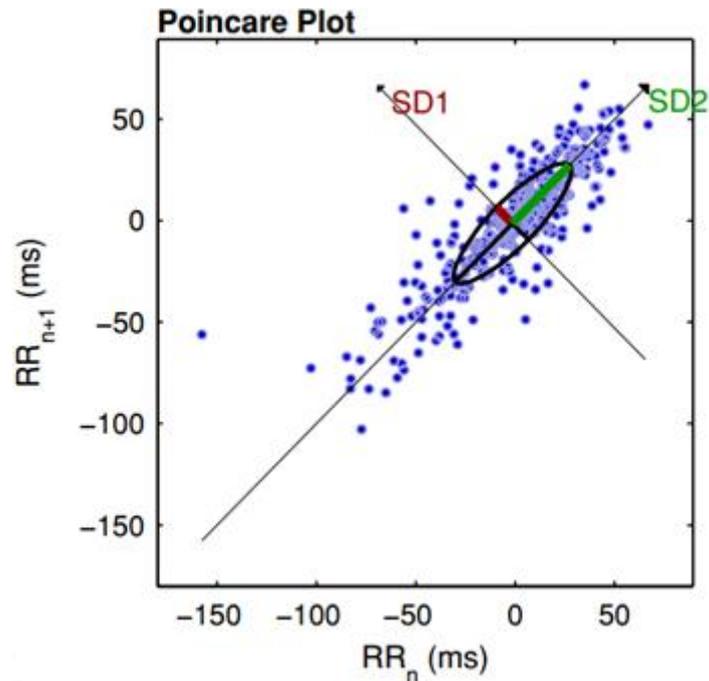
Puisqu'elle est calculée sur deux intervalles RR successifs, la RMSSD permet d'étudier les variations à très court terme de la fréquence cardiaque, qui représentent l'activité régulatrice du parasympathique (von Borell *et al.*, 2007).

3. Analyse non-linéaire

Les paramètres non linéaires de la variabilité cardiaque sont obtenus à partir d'un graphique de Poincaré : chaque intervalle RR est placé en fonction de l'intervalle RR précédent et représenté graphiquement avec RR_{n+1} en ordonnée et RR_n en abscisse.

Ensuite, une ellipse est tracée avec son grand axe passant par la ligne d'identité ($y=x$), centrée sur l'origine du graphique (Figure 5).

Figure 5 : Diagramme de Poincaré de l'analyse HRV non linéaire



a. SD1

SD1 est la longueur du petit axe de l'ellipse et représente la variabilité à court terme de la fréquence cardiaque (von Borell *et al.*, 2007). C'est l'écart-type des valeurs par rapport à la droite d'identité.

b. SD2

SD2 est la longueur du grand axe de l'ellipse, c'est l'écart-type des valeurs par rapport à l'axe perpendiculaire à la droite d'identité et passant par l'origine. Son interprétation n'est pas encore claire, mais elle semblerait être un reflet de retrait de l'activité parasymphatique sur le cœur et un index de fatigue (Cottin *et al.*, 2006).

4. Analyse fréquentielle

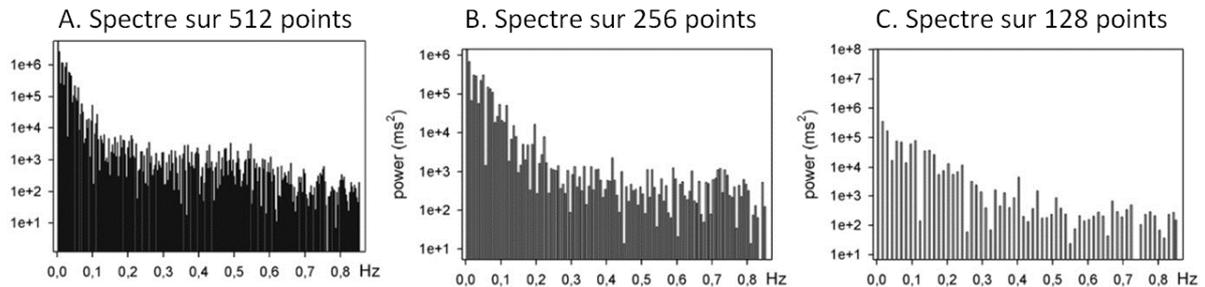
a. Transformation de Fourier rapide

Une transformation de Fourier rapide (FFT, Fast Fourier Transform) est appliquée à la durée étudiée afin de réaliser une analyse fréquentielle. Cela permet de faire ressortir des vagues de signaux qui reproduisent les mêmes intervalles RR à des intervalles de temps donnés. La FFT permet de décomposer ces vagues et de les transformer en constituants sous forme de sinus et de cosinus.

Pour obtenir des puissances suffisantes et augmenter l'intervalle d'étude des fréquences, il est nécessaire de remodeler la période analysée en un nombre de points donné, sous la forme de $2n$. En effet, à une fréquence de 40 bpm qui correspond à un cheval au repos, on obtient sur cinq minutes 200 points correspondant aux intervalles RR.

Ce remodelage permet d'améliorer les informations obtenues à partir de l'analyse (Figure 6). Borell *et al.* (2007) préconisent d'utiliser au minimum 512 points pour l'analyse fréquentielle.

Figure 6 : Amélioration des données fréquentielles en fonction du nombre de points de l'analyse (von Borell *et al.*, 2007)



Crédit photo : Borell *et al.*, 2007

Par cette transformation des intervalles RR mesurés, on obtient des spectres sur lesquels plusieurs pics de puissance sont visibles. Ces pics sont situés dans des bandes de fréquences plus ou moins bien séparées. Arbitrairement, on regroupe alors plusieurs longueurs d'ondes correspondant à des basses fréquences (LF, Low Frequencies) ou à des hautes fréquences (HF, High Frequencies). La puissance de chaque onde à chaque fréquence peut être exprimée en ms^2 ou en unités normalisées. Les unités normalisées correspondent à la proportion de puissance des basses fréquences ou des hautes fréquences par rapport à la somme des deux, respectivement pour LF et HF.

Les valeurs limites des basses et hautes fréquences diffèrent selon les espèces et ne sont pas encore complètement établies. Dans l'espèce équine, les valeurs les plus fréquemment utilisées sont 0,01-0,07 Hz pour les basses fréquences et 0,07-0,6 Hz pour les hautes fréquences (Kuwahara *et al.*, 1996). Cependant, Borell *et al.* (2007), Cottin *et al.* (2005, 2006) et Rietmann *et al.* (2004a, b) préconisent d'autres valeurs pour les hautes fréquences, notamment en incluant des valeurs de la fréquence respiratoire, comme nous le verrons plus loin.

b. Basses fréquences (LF)

Les basses fréquences sont associées aux systèmes sympathique et parasympathique et leur signification physiologique reste encore débattue (von Borell *et al.*, 2007).

c. Hautes fréquences (HF)

Les hautes fréquences sont associées à l'activité vagale (système parasympathique) du cœur (von Borell *et al.*, 2007) et également à la fréquence respiratoire (Kuwahara *et al.*, 1996). Plus l'activité vagale est élevée, plus la puissance des hautes fréquences l'est et inversement.

d. Ratio LF/HF

Le ratio LF/HF permet d'estimer la balance sympatho-vagale. Il est bas lorsque le système vagal est prédominant et augmente lorsque le système sympathique augmente ou que le système vagal diminue.

Cependant, ce ratio est également influencé par la fréquence respiratoire et son interprétation doit la prendre en compte.

D. Echocardiographie

1. Principe de fonctionnement

Réaliser une échographie cardiaque consiste à envoyer des ultrasons à travers les tissus et à produire une image à partir des échos réfléchis. Les ondes sonores, lorsqu'elles arrivent à l'interface entre deux milieux, sont en partie réfléchies et en partie transmises au milieu suivant. Les ondes réfléchies sont transformées par l'appareil en image ; les ondes transmises plus loin sont affaiblies avec la distance de pénétration et sont éventuellement réfléchies à la prochaine interface. Une atténuation apparaît donc avec la profondeur.

En calculant le temps mis par les ondes sonores pour revenir à la sonde, l'appareil produit une image en fonction de la profondeur (Palgrave et Kidd, 2014).

2. Composition de l'appareil

Un échographe est constitué d'une sonde de cristaux piézoélectriques qui agit comme émetteur et receveur, d'un transformateur et d'un écran.

3. Obtention de l'enregistrement

a. Préparation du patient

Comme l'air transmet très mal les ondes ultrasonores, il est essentiel de limiter au maximum la présence d'air entre la sonde échographique et la peau, donc notamment entre les poils. Pour cela les zones à échographier doivent être tondues si possible afin d'améliorer le contact de la sonde avec la peau. Pour l'échocardiographie du cheval, la tonte doit s'étendre du 3^{ème} au 5^{ème} espace intercostal à droite et à gauche, de la hauteur de la pointe de l'épaule à la pointe du coude. Les zones sont ensuite nettoyées et du gel échographique est appliqué. Lorsqu'il n'est pas possible de tondre les poils, il faut les mouiller abondamment et appliquer du gel en grande quantité, afin de diminuer le plus possible la quantité d'air inclus entre les poils.

Le cheval doit être en position debout avec l'antérieur du côté de l'échographie légèrement en protraction.

b. Génération de l'image

Par vibration, les cristaux transforment un signal électrique en onde ultrasonore comprise entre 2 et 20 MHz en fonction de la sonde. Cette onde est transmise dans les tissus et revient à la sonde par réflexion entre deux milieux de densité différente. Elle est alors à nouveau transformée en signal électrique par les cristaux piézoélectriques, puis en niveaux de gris par le transformateur et affichée à l'écran (Palgrave et Kidd, 2014).

La résolution à l'écran est définie par la capacité de l'onde sonore à distinguer deux structures différentes au sein d'un tissu. Plus la sonde délivre des ultrasons de haute fréquence, plus la résolution est élevée. Cependant, plus la fréquence est élevée, plus l'atténuation est forte entre deux tissus et donc la pénétration de l'onde dans le tissu faible. Il faut donc trouver un compromis entre qualité de l'image et profondeur de champ nécessaire. En échocardiographie

équine, les sondes utilisées ont une fréquence comprise entre 1,5 et 3,5 MHz car pour imager le cœur une profondeur entre 30 et 35 cm doit être atteinte (Schwarzwald, 2014).

c. Mode bidimensionnel

Le mode brillance, ou mode bidimensionnel (2D) correspond à une coupe en deux dimensions dans le sens de propagation des ondes sonores, à un moment donné. Le temps que met le signal à revenir permet de placer un point sur l'écran. Le niveau de gris est déterminé par l'amplitude de l'onde sonore reçue (Palgrave et Kidd, 2014). Plus les ondes sonores sont réfléchies, plus le point apparaît blanc (Figure 7).

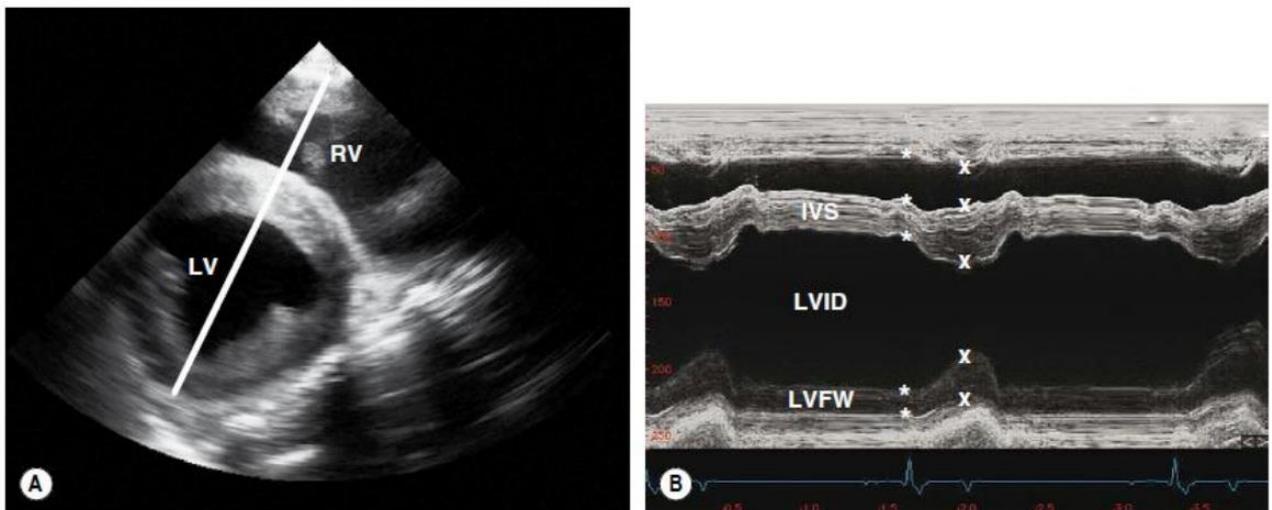
Le mode bidimensionnel en temps réel permet une réactualisation permanente de l'image obtenue. Le nombre d'images affichées par seconde est inversement corrélé à la qualité de l'image.

d. Mode temps-mouvement

Le mode temps-mouvement permet d'obtenir une image en une dimension des mouvements en fonction du temps (Figure 7).

Cette image correspond à une onde sonore émise dans une direction donnée et le niveau de gris est déterminé comme pour l'échographie 2D.

Figure 7 : Echographie cardiaque en 2D et en temps-mouvement



A. Vue parasternale droite transversale obtenue à partir du quatrième espace intercostal. La ligne correspond à la position du curseur qui permet d'obtenir le mode temps-mouvement. LV : Ventricule gauche, RV : Ventricule droit.

B. Vue en mode temps-mouvement. IVS : épaisseur du septum interventriculaire, LVID : diamètre interne du ventricule gauche, LVFW : épaisseur de la paroi libre du ventricule gauche.

Crédit Photo : Marr, 2010

III. Utilisation des différents outils pour les mesures de l'activité cardiaque à l'exercice

A. Détermination de dimensions cardiaques de référence

1. Dimensions brutes

Plusieurs études échocardiographiques ont permis de déterminer des valeurs de référence des dimensions cardiaques chez les chevaux (Al-Haidar *et al.*, 2013a ; Bakos *et al.*, 2002 ; Maso, 2015 ; Sleeper *et al.*, 2014 ; Young *et al.*, 2005 ; Zucca *et al.*, 2008). Les résultats des dimensions brutes sont résumés dans le Tableau 1. Ce tableau montre que selon la race considérée et l'utilisation du cheval pour une carrière sportive ou pas, les dimensions varient, les chevaux de course montrant les dimensions les plus grandes.

Tableau 1: Valeurs de référence des dimensions échocardiographiques brutes chez le cheval selon six études

Dimensions cardiaques	Al-Haidar <i>et al.</i> , 2013	Bakos <i>et al.</i> , 2002	Maso, 2015	Sleeper <i>et al.</i> , 2014	Young <i>et al.</i> , 2005	Zucca <i>et al.</i> , 2008
LVIDd (cm)	9,70	10,70	10,80	11,24	13,53	11,64
LVIDs (cm)	5,84	7,00	6,78	7,04	8,58	7,42
IVSd (cm)	2,51	3,05	2,13	2,77	2,72	3,10
IVSs (cm)	3,91	4,65	3,30	4,20	4,18	4,48
LVFWd (cm)	2,07	2,70	2,07	2,17	2,25	2,55
LVFWs (cm)	3,49	3,90	3,47	3,93		3,64
Ao (cm)	6,71	7,20	6,88	8,40		7,79
Pu (cm)	5,30		5,03	6,16		5,41
LA (cm)	9,58		10,23			11,49
Nombre d'animaux	186	23	301	34	783	30
Race	Demi-Sang, Pur-Sang, Trotteur, arabe, Poney	Trotteur	arabe	arabe	Pur-Sang	Trotteur

LVID : Diamètre Interne du Ventricule Gauche ; *IVS* : Épaisseur du Septum Interventriculaire ; *LVFW* : Épaisseur de la Paroi Libre du Ventricule Gauche ; *Ao* : diamètre interne de l'Aorte ; *Pu* : diamètre interne de l'artère pulmonaire ; *LA* : Taille de l'Atrium Gauche ; *d* et *s* pour diastole et systole respectivement (pour la signification des abréviations anglaises se référer à la liste des abréviations).

2. Influence de l'âge

Selon Haidar *et al.* (2013) et Zucca *et al.* (2008), l'âge n'a que peu d'effet sur les dimensions du cœur. Cependant, leurs études portaient sur des chevaux matures dont la croissance était terminée. Pour des animaux de jeune âge une croissance très forte du cœur en parallèle de tout l'organisme a été rapportée (Rovira et Muñoz, 2009).

Pour des individus en fin de croissance pour lesquels souvent l'activité sportive commence, il est plus difficile d'analyser l'effet de l'âge sans biais dû aux effets de l'entraînement. Maso (2015) a montré une augmentation des dimensions échocardiographiques entre 4 et 6 ans chez des jeunes chevaux d'endurance, mais l'entraînement ne pouvait pas être quantifié et a joué un rôle indissociable de la croissance résiduelle, dans les différences observées (cf. en-dessous). Cette difficulté de séparer l'effet de l'âge et de l'entraînement affecte aussi les études de Young *et al.* (1999, 2005) chez les pur-sang de course et celles de Buhl *et al.* (2005, 2012) chez les trotteurs.

3. Influence du poids

Plusieurs études ont montré l'influence du poids sur les dimensions cardiaques (Al-Haidar *et al.*, 2013a ; Buhl *et al.*, 2005 ; Buhl et Ersbøll, 2012 ; Zucca *et al.*, 2008). Une augmentation des dimensions cardiaques est observée avec l'augmentation du poids de l'animal ; il convient donc de le prendre en compte lors de travaux sur les dimensions cardiaques, surtout si les poids comparés varient beaucoup. De même d'autres mesures morphométriques semblent être importantes ; par exemple certaines dimensions cardiaques sont aussi influencées par le périmètre thoracique (Al-Haidar *et al.*, 2013b ; Hervé, 2015).

4. Influence du genre

Le genre ne semble pas beaucoup modifier les paramètres échocardiographiques (Al-Haidar *et al.*, 2013a ; Hervé, 2015 ; Maso, 2015). Cependant d'autres études ont montré que chez les chevaux de course, le diamètre et la masse du ventricule sont plus grands chez les mâles que chez les femelles (Buhl *et al.*, 2005 ; Buhl et Ersbøll, 2012). Le niveau d'entraînement et les stimuli successifs d'un travail intensif sur le cœur semblent donc jouer un rôle sur l'effet que pourrait avoir le genre sur les dimensions cardiaques.

5. Influence de la race

Haidar *et al.* (2013) soulignent un possible effet de la race sur les dimensions cardiaques, avec notamment des dimensions plus petites pour les poneys et les Warmbloods que pour les chevaux arabes, les Pur-Sang et les Standardbreds.

Maso (2015) et Hervé (2015) relèvent dans leurs études un effet race assez peu déterminant chez les chevaux d'endurance de type arabe, anglo-arabe ou demi-sang arabe. Cependant, il faut différencier les études incluant des races qui diffèrent beaucoup en ce qui concerne le morphotype, comme les études qui comparent par exemple des poneys avec des Warmbloods ou des chevaux de haut niveau sportif (Al-Haidar *et al.*, 2013a) et des études où les races comparées sont relativement homogènes, comme dans les études de Maso (2015) et Hervé (2015) dans lesquelles tous les chevaux avaient au moins un ascendant arabe.

6. Influence de l'entraînement

Au moins quatre études ont montré de fortes corrélations entre le niveau de performance et les dimensions cardiaques (Buhl *et al.*, 2005 ; Hervé, 2015 ; Sleeper *et al.*, 2014 ; Young *et al.*, 2005).

L'étude d'Hervé (2015) portait sur des chevaux arabes d'endurance âgés de 4 à 6 ans, dans le cadre du programme GenEndurance. Le nombre de kilomètres parcourus en course par un cheval était corrélé à une augmentation de LV mass et des dimensions internes du ventricule gauche.

L'étude de Sleeper *et al.* (2014) portait uniquement sur des chevaux arabes d'endurance classés en « élite » et « non-élite » en fonction de leurs résultats et a démontré une augmentation de LVID, du volume d'éjection (SV) et de la masse du ventricule gauche (LV mass) chez les "élite" par rapport aux "non-élite".

L'étude de Young *et al.* (2005) chez des Pur-Sang de course a montré une augmentation des paramètres de dimension cardiaque (LVIDd et aire du ventricule gauche en fin de diastole) avec l'augmentation de l'endurance nécessaire lors des courses plus longues.

Buhl *et al.* (2005) ont également montré une corrélation entre LV mass, LVIDd et MWT et la performance chez les trotteurs.

Trois autres études longitudinales ont évalué l'effet de l'entraînement sur les dimensions cardiaques (Buhl *et al.*, 2005 ; Buhl et Ersbøll, 2012 ; Young, 1999). Ces trois études ont montré une augmentation des paramètres échocardiographiques (LVIDd, LV mass, épaisseur moyenne des parois, épaisseur relative des parois) avec l'entraînement, suggérant une hypertrophie cardiaque de l'athlète similaire à celle observable chez l'homme.

Ces trois études ont été réalisées avec des jeunes chevaux d'environ deux ans d'âge au début de l'étude. Elles cumulent donc aussi les effets d'une croissance non terminée et du début de l'entraînement. Mais les arguments suivants seraient en faveur de l'hypothèse d'une hypertrophie provoquée par l'entraînement : l'augmentation des paramètres cardiaques était supérieure à celle de la croissance normale attendue et l'augmentation de certaines dimensions cardiaques continue une fois que les chevaux de course ont atteint l'âge mature (entre 3,5 et 5 ans) (Buhl *et al.*, 2004 ; Buhl et Ersbøll, 2012).

7. Influence des anomalies fonctionnelles

Peu d'études ont évalué l'apparition et l'influence des anomalies fonctionnelles à l'effort chez le cheval.

a. Régurgitations valvulaires

Buhl et Ersbøll (2012) et Young et al (2008) ont montré une augmentation de la prévalence de régurgitation valvulaire chez les chevaux de course entraînés par rapport aux autres chevaux. Ces régurgitations seraient potentiellement dues à une hypertrophie cardiaque suite à l'entraînement, influençant le bon développement du ventricule droit. Cependant, ces régurgitations ne semblent pas avoir de répercussions sur les performances à l'effort.

Des recommandations existent pour les chevaux athlètes avec un souffle cardiaque et consistent principalement en des réévaluations annuelles pour suivre l'évolution de la régurgitation, et, si besoin, en des traitements des complications possibles, à base d'inhibiteurs de l'enzyme de conversion de l'angiotensine (Reef *et al.*, 2014).

b. Blocs atrioventriculaires de second degré

Bien que les blocs atrioventriculaires de second degré (BAV2) soient fréquents et normaux chez les athlètes équin (Reef *et al.*, 2014), aucune étude n'a semble-t-il été réalisée sur l'impact de cette arythmie cardiaque à l'exercice. En effet, ces BAV2 sont très fréquents au repos, ils disparaissent en général à l'effort, mais peuvent réapparaître très rapidement après l'effort ; ils n'interfèrent donc pas à proprement parler avec l'effort. Leur importance dans la récupération n'a pas été étudiée pour l'instant.

Cependant, la présence de BAV2 très fréquents au repos n'est plus considérée comme anodine et des recommandations de suivi sont préconisées dans ces cas (Reef *et al.*, 2014).

B. Apports de la variabilité cardiaque

1. Quel appareil choisir ?

Différentes études ont utilisé la variabilité cardiaque pour évaluer l'influence de l'entraînement et des conséquences du stress sur l'organisme. Ces études reposaient sur des protocoles hétérogènes, notamment par le type de monitoring de l'activité cardiaque : cardio-fréquencemètre ou électrocardiogramme, mais aussi par la durée d'enregistrement et les méthodes d'exploitation utilisées. Pour comparer ces études, encore faudrait-il que les données obtenues par ces deux techniques soient comparables. Quelques comparaisons et analyses de concordance ont été réalisées dans l'espèce équine à ce sujet (Tableau 2).

Tableau 2 : Comparaison des études de concordance des mesures par cardio-fréquencemètre et par ECG dans l'espèce équine

Auteurs	Année parution	Nombre d'animaux	Systèmes d'enregistrement	Paramètres étudiés	Méthode de comparaison
Evans & Rose	1986	4	4 cardio-fréquencemètres vs ECG	HR	Régression linéaire
Sloet van Oldruitenborgh-Oosterbaan <i>et al.</i>	1988	1	3 cardio-fréquencemètres vs ECG	HR	Régression linéaire
Parker <i>et al.</i>	2009	6	Polar S810i vs ECG Téléométrique	RR, HR, RMSSD, pNN50, LF, HF, LF/HF	Graphique de Bland et Altman et tests T appariés
Ille <i>et al.</i>	2014	14	Polar S810i vs ECG Téléométrique	RR, HR, SDRR, RMSSD	Graphique de Bland et Altman et coefficient de corrélation de Pearson

Ces différentes études ont clairement été réalisées à deux périodes différentes : avant 1990 et l'utilisation fréquente de la variabilité cardiaque et après. Les deux premières études ne comparent que des moyennes de fréquence cardiaque sur des intervalles de temps courts à l'effort et obtiennent de très bonnes corrélations pour ce paramètre entre les différents CFM et l'ECG (Evans et Rose, 1986 ; Sloet van Oldruitenborgh-Oosterbaan *et al.*, 1988).

Les deux études plus récentes ont évalué la concordance des différents paramètres de variabilité cardiaque temporels avec la méthode de Bland et Altman (Bland et Altman, 1999), des tests T appariés et le coefficient de Pearson (Ille *et al.*, 2014 ; Parker *et al.*, 2009). Ille *et al.* (2014) n'ont étudié que la concordance au repos en box, tandis que Parker *et al.* (2009) ont étudié la concordance au box, en stabulation et au pré.

Parker *et al.* (2009) ont travaillé avec 6 chevaux et ont comparé les mesures avec des tests T appariés à partir des moyennes obtenues sur les 6 chevaux. Le graphique de Bland et Altman a été utilisé pour comparer la corrélation entre les intervalles RR : sur la période d'étude, chaque valeur d'intervalle RR était pairée entre l'ECG et le CFM, l'analyse de concordance a été effectuée pour chaque valeur d'intervalle RR et pour chaque cheval et non pour les moyennes de l'intervalle RR. Les résultats montrent des différences significatives entre le CFM et l'ECG

d'autant plus marquées que le mouvement augmentait, même après correction des données du CFM.

Ille *et al.* (2014) ont étudié la corrélation entre les différents paramètres à l'aide du coefficient de corrélation de Pearson et du graphique de Bland et Altman sur 14 chevaux au box. Les résultats ont montré une forte concordance pour chaque paramètre entre les deux méthodes d'acquisition de la fréquence cardiaque au box, si la durée de la période d'analyse est d'au moins 5 minutes.

Il semble donc que les deux méthodes puissent être utilisées alternativement pour les mesures au repos, mais il n'existe aucune donnée quant à leur usage à l'effort dans l'espèce équine et pour les paramètres non linéaires de la variabilité cardiaque.

Dans tous les cas, les auteurs insistent sur le fait que le CFM produit des artefacts de mesure et que pour les limiter, il convient de bien fixer les électrodes lors de l'enregistrement et d'effectuer une correction des enregistrements (Ille *et al.*, 2014 ; Parker *et al.*, 2009).

2. Principaux paramètres étudiés

En plus de varier sur l'outil d'analyse de la fonction cardiaque, les différentes études de variabilité cardiaque dans l'espèce équine n'utilisent pas les mêmes paramètres dans leurs analyses (Tableau 3).

Les paramètres les plus utilisés sont SDRR, LF et HF (15 études chacun), RMSSD (14 études) et le rapport LF/HF (13 études) (Becker-Birck *et al.*, 2013a, 2013b ; Cottin *et al.*, 2006, 2005 ; Gehrke *et al.*, 2011 ; Hada *et al.*, 2006 ; Kato *et al.*, 2003 ; Kinnunen *et al.*, 2006 ; Kuwahara *et al.*, 1999 ; Munsters *et al.*, 2013a, 2013b ; Norman *et al.*, 2005 ; Oel *et al.*, 2014 ; Ohmura *et al.*, 2012a, 2012b, 2002 ; Pasing *et al.*, 2013 ; Physick-Sheard *et al.*, 2000 ; Rietmann *et al.*, 2004b ; Schmidt *et al.*, 2010a, 2010b, 2010c, 2010d ; Sundra *et al.*, 2012 ; Visser *et al.*, 2002 ; von Lewinski *et al.*, 2013 ; Voss *et al.*, 2002).

Cependant, pour les études fréquentielles, il existe une variabilité dans les fréquences utilisées pour les limites de basses et hautes fréquences :

- neuf études utilisent 0,01 à 0,07 Hz pour les basses fréquences et 0,07 à 0,6 Hz pour les hautes fréquences, suivant les recommandations de Kuwahara *et al.* (1996) ;
- trois études utilisent 0,01 ou 0,05 à 0,15 Hz pour les basses fréquences et 0,15 à 0,4 Hz pour les hautes fréquences, selon les recommandations de Rietmann *et al.* (2004a), incluant aussi la fréquence respiratoire ;
- deux études utilisent 0,04 à 0,2 Hz pour les basses fréquences et 0,2 à 2 Hz pour les hautes fréquences, selon les observations de Cottin *et al.* (2005) ;
- une étude ne donne pas les fourchettes de fréquence utilisées (Voss *et al.*, 2002).

On retrouve tout même une certaine régularité dans ces études. Certaines se basent sur les résultats obtenus par Kuwahara en 1996. D'autres prennent en considération la respiration du cheval et ont adapté les limites des bandes LF et HF en conséquence, en suivant les publications de Rietmann *et al.* (2004a) et Cottin *et al.* (2005). Ces deux bandes diffèrent essentiellement pour la limite supérieure des HF (probablement parce que le groupe de Cottin incluait aussi des mesures à l'effort, alors que le groupe de Rietmann ne s'intéressait qu'aux mesures au repos).

Tableau 3 : Paramètres de variabilité cardiaque utilisés dans les différentes études

Auteurs	Année parution	Nombre d'animaux	Système d'enregistrement	Paramètres temporels	Paramètres non linéaires	Paramètres fréquentiels
Kuwahara <i>et al.</i>	1999	24	ECG			LF (0,01-0,07 Hz), HF (0,07-0,6 Hz), LF/HF
Physick-Sheard <i>et al.</i>	2000	6	ECG			LF (0,01-0,07 Hz), HF (0,07-0,5 Hz), LF/HF
Ohmura <i>et al.</i>	2002	63	ECG			LF (0,01-0,07 Hz), HF (0,07-0,6 Hz), LF/HF
Visser <i>et al.</i>	2002	41	CFM	SDRR, RMSSD		
Voss <i>et al.</i>	2002	7	ECG	SDRR		LF, HF
Kato <i>et al.</i>	2003	10	ECG			LF (0,01-0,07 Hz), HF (0,07-0,6 Hz), LF/HF
Rietmann <i>et al.</i>	2004b	19	CFM	SDRR		LF (0,05-0,15 Hz), HF (0,15-0,5 Hz), LF/HF
Cottin <i>et al.</i>	2005	9	CFM			LF (0,04-0,2 Hz), HF (0,2-2 Hz), LF/HF
Norman <i>et al.</i>	2005	6	ECG	SDRR, RMSSD, pNN50		LF (0,01-0,07 Hz), HF (0,07-0,6 Hz), LF/HF
Cottin <i>et al.</i>	2006	7	CFM		SD1, SD2	LF (0,04-0,2 Hz), HF (0,2-2 Hz), LF/HF
Hada <i>et al.</i>	2006	12	CFM à l'effort, ECG au box			LF (0,01-0,07 Hz), HF (0,07-0,6 Hz), LF/HF
Kinnunen <i>et al.</i>	2006	6	CFM	SDRR		
Schmidt <i>et al.</i>	2010a	16	CFM	SDRR, RMSSD	SD1, SD2	
Schmidt <i>et al.</i>	2010b	7	CFM	SDRR, RMSSD	SD1, SD2	
Schmidt <i>et al.</i>	2010c	8	CFM	SDRR, RMSSD	SD1, SD2	
Schmidt <i>et al.</i>	2010d	24	CFM	SDRR, RMSSD	SD1, SD2	
Gehrke <i>et al.</i>	2011	9	ECG	SDRR, RMSSD		LF (0,04-0,15 Hz), HF (0,15-0,4 Hz)
Ohmura <i>et al.</i>	2012a	5	ECG			LF (0,01-0,07 Hz), HF (0,07-0,6 Hz), LF/HF
Ohmura <i>et al.</i>	2012b	6	ECG			LF (0,01-0,07 Hz), HF (0,07-0,6 Hz), LF/HF
Sundra <i>et al.</i>	2012	5	ECG	SDRR, RMSSD		LF (0,01-0,15 Hz), HF (0,15-0,4 Hz), LF/HF
Becker-Birck <i>et al.</i>	2013a	16	CFM	SDRR, RMSSD		
Munsters <i>et al.</i>	2013a	9	CFM	SDRR, RMSSD		
Munsters <i>et al.</i>	2013b	12	CFM	RMSSD		
Pasing <i>et al.</i>	2013	16	CFM	RMSSD		
Von Lewinsky <i>et al.</i>	2013	6	CFM	SDRR, RMSSD		
Becker-Birck <i>et al.</i>	2013b	13	CFM	SDRR, RMSSD		
Oel <i>et al.</i>	2014	16	ECG			LF (0,01-0,07 Hz), HF (0,07-0,6 Hz), LF/HF

3. Résultats obtenus

Lors d'un exercice unique, HF augmente avec la fréquence cardiaque (Cottin *et al.*, 2005 ; Physick-Sheard *et al.*, 2000), ce qui pourrait être dû à une diminution de l'activité parasympathique ou associé à une augmentation de la fréquence respiratoire. Une diminution du ratio LF/HF est aussi observée (Physick-Sheard *et al.*, 2000), ainsi qu'une diminution de SDRR et RMSSD (Becker-Birck *et al.*, 2013a). Dans l'ensemble, on observe donc une diminution de la HRV lors de l'augmentation de l'activité et de l'influence du système sympathique.

Après un exercice répété le même jour, le temps de récupération dépend de la vitesse de retrait de l'activité sympathique et de la réactivation du parasympathique (Hada *et al.*, 2006). Une augmentation de ce temps de récupération se traduit par une diminution de SD2 et SDRR (Cottin *et al.*, 2006), qui correspond à une altération de la reprise du parasympathique, donc peut-être un signe de fatigue.

Cottin *et al.* (2005) ont également démontré une diminution de LF et une augmentation de HF avec la répétition de l'effort, possiblement à cause d'un retrait de l'activité vagale. Une diminution du rapport LF/HF est également rapportée avec l'augmentation de l'intensité de l'exercice.

Les différentes publications étudiant l'évolution des paramètres de variabilité cardiaque à l'entraînement ont montré une diminution de la fréquence cardiaque de repos (HR) (Kuwahara *et al.*, 1999 ; Ohmura *et al.*, 2002) et pour les paramètres temporels de variabilité cardiaque une légère augmentation de SDRR (Kinnunen *et al.*, 2006). Cela irait dans le sens d'une augmentation de l'activité vagale parasympathique avec l'entraînement.

Du point de vue des paramètres fréquentiels, une partie des études rapporte une augmentation de LF et du rapport LF/HF au repos avec l'entraînement (Kuwahara *et al.*, 1999 ; Ohmura *et al.*, 2002), ce qui serait compatible avec la théorie de l'augmentation de l'activité parasympathique avec l'entraînement. Pour la valeur de HF une contradiction existe, certains rapportant une augmentation (Ohmura *et al.*, 2002), d'autres ne trouvant pas de changement de ce paramètre avec l'entraînement (Kuwahara *et al.*, 1999).

Peu de publications étudient les paramètres non linéaires en relation avec l'entraînement. Pendant des exercices successifs, peu de modifications ont été rapportées (Cottin *et al.*, 2006) excepté une diminution de SD2 lors de la récupération.

BILAN de l'étude bibliographique

L'étude de la fonction cardiaque est utilisée à des fins cliniques pour la détection d'anomalies cardiaques, à des fins médico-sportives pour améliorer l'entraînement et les performances et à des fins de recherche pour évaluer le stress, la douleur et l'influence de molécules pharmacologiques sur l'activité cardiaque.

Celle-ci se divise en deux catégories : l'étude de la fréquence cardiaque et de l'activité électrique du cœur grâce au CFM ou à l'ECG ; et l'étude morphologique du cœur grâce à l'échocardiographie.

Les deux méthodes d'acquisition de l'activité électrique du cœur ne sont pas équivalentes. Le CFM ne conserve que les pics majeurs de l'onde de dépolarisation du cœur tandis que l'ECG conserve toutes les ondes. Les études comparatives de ces méthodes réalisées dans l'espèce équine au repos ont démontré une bonne concordance, mais aucune étude comparative n'a été réalisée à l'effort.

Les différentes techniques échographiques sont complémentaires : l'échocardiographie en mode 2D permet d'avoir une vision de l'ensemble de l'organe échographié à un instant T avec une image rafraîchie régulièrement, tandis que le mode temps-mouvement permet de modéliser l'évolution dans le temps d'un point d'intérêt.

L'âge et le genre semblent avoir un effet variable sur les dimensions cardiaques, tandis que le poids de l'animal et son niveau d'entraînement sont corrélés positivement avec une augmentation de taille du cœur. Les anomalies fonctionnelles telles que les régurgitations valvulaires augmentent avec le niveau d'exercice mais ne semblent pas avoir d'impact sur les performances sportives.

Les principaux paramètres HRV étudiés, indépendamment du type d'enregistrement utilisé, sont SDRR, RMSSD, LF, HF et LF/HF, avec cependant des disparités de bornes pour les limites de LF et HF.

Lors d'un exercice unique, HF augmente avec la fréquence cardiaque. Après répétition d'un même exercice, SD2 et SDRR diminuent, traduisant une altération de la reprise du parasympathique et l'apparition de fatigue.

Avec l'entraînement, une diminution de la fréquence cardiaque de repos, une augmentation de SDRR, de LF et LF/HF, mais peu d'effet constant sur HF sont rapportés. Ces résultats sont concordants et supposeraient une augmentation de l'activité parasympathique au repos.

Des évolutions existent à la fois dans les paramètres HRV et échocardiographiques avec l'exercice, pourtant aucune étude à ce jour n'a essayé de les mettre en relation.

L'étude expérimentale qui suit s'attachera dans un premier temps à évaluer la concordance des données HRV issues des deux méthodes d'acquisition à l'exercice et dans un second temps à rechercher de possibles associations entre les paramètres HRV et les paramètres échocardiographiques.

PARTIE II : ÉTUDE EXPÉRIMENTALE

Comme nous avons pu le voir dans la première partie, quelques études ont déjà été réalisées pour évaluer la concordance des résultats de variabilité cardiaque obtenus avec le cardio-fréquence-mètre et l'électrocardiographe. Cependant, ces études de concordance ont été réalisées au box et en paddock, aucune n'a été réalisée à l'effort.

Par ailleurs, aucune publication à ce jour n'a essayé de mettre en relation les mesures de variabilité cardiaque reflétant la balance sympatho-vagale des afférences cardiaques aux mesures d'échocardiographie chez le cheval. Dans les deux cas une évolution est observée après l'entraînement et l'effort et une relation entre certains paramètres pourrait exister. C'est dans ce but prospectif que nous avons effectué des analyses de régression entre les paramètres de variabilité cardiaque et les paramètres échocardiographiques.

I. Animaux, matériels et méthodes

A. Population de l'étude

L'étude porte sur 54 chevaux dont les données ont été enregistrées sur six séries de tests d'effort différentes (Tableau 4).

Tableau 4 : Origines de la population de l'étude

Date	Lieu	N			Conditions environnementales
		4 ans	5 ans	6 ans	
16 juillet 2013	Compiègne (Oise)	3	4	5	20 °C 55% humidité Sable souple
20 septembre 2013	Landivisiau (Finistère)	3	5	1	18 °C 60% humidité Sable souple
30 septembre 2013	Aurabelle (Alpes de Haute-Provence)	3	4	3	27 °C 42% humidité Sol dur
05 juin 2014	Ajaccio (Corse)	1	4	2	26 °C 60% humidité Sol dur
09 juillet 2014	Compiègne (Oise)	1	2	3	21 °C 53% humidité Sable souple
27 juillet 2014	Landivisiau (Finistère)	2	5	3	19 °C 65% humidité Sable souple

La comparaison des mesures d'équivalence a été réalisée sur les tests d'effort de Landivisiau 2013 et 2014, Aurabelle et Ajaccio, ce qui correspond à une population de 36 chevaux. Quatre animaux reviennent d'une année à l'autre, mais ont été analysés

statistiquement comme deux événements indépendants pour tester l'équivalence des mesures faites avec le CFM et l'ECG.

L'exploration des relations entre les mesures de l'activité cardiaque et l'échographie cardiaque a été faite sur les tests d'effort de Compiègne 2013 et 2014, Landivisiau 2013 et Ajaccio, ce qui correspond à une population de 34 chevaux. Deux animaux étaient présents à Compiègne les deux années.

Les chevaux sont âgés de quatre à six ans, d'origine arabe (au moins un ascendant direct de race arabe) et inscrits au Programme Elevage Endurance de l'ACA, qui est un programme d'élevage de chevaux de race arabe ou demi-sang arabe destinés à effectuer de l'Endurance Equestre.

B. Déroulement du test d'effort

Sur chaque session d'enregistrement, le protocole se déroule en cinq étapes.

1. La première étape se compose d'un questionnaire distribué aux propriétaires pour évaluer le niveau de préparation du cheval et son alimentation, d'un examen clinique au repos comprenant des mesures de poids et de taille, des prélèvements sanguins et une échographie cardiaque (échographie avant effort). Deux systèmes de mesure continue de l'activité cardiaque sont posés à la fin de cette étape : un système d'ECG télémétrique de type Holter (Televet 100®, Jørgen Kruuse, Danemark) et un cardio-fréquencemètre qui enregistre les intervalles R-R (Polar S810, Polar Electro Oy, Finlande).

Les électrodes de l'ECG sont des patches collants appliqués au niveau du garrot sous la selle à gauche et à la sangle à gauche (positionnement décrit en Partie I, II.B.3.b.). Les électrodes sont reliées par des câbles à un boîtier enregistreur placé dans le tapis de selle (Figure 8).

Figure 8 : Boîtier d'enregistrement de l'ECG (flèche) lors d'une série de mesures à Aurabelle



Les électrodes du CFM sont placées sous la selle, l'une en arrière du garrot à gauche et la seconde à hauteur du cœur sous la sangle. L'émetteur est fixé à la selle et l'enregistreur fixé au poignet du cavalier ou à la selle.

2. La deuxième étape consiste en un trotting en main, aller et retour sur 30 m.
3. La troisième étape comprend un test d'effort standardisé, composé d'une phase d'échauffement au pas et au trot pendant 15 minutes, d'une phase de galop à environ 20

km/h pendant 15 minutes pour les 4 ans, 30 min pour les 5 ans et 45 min pour les 6 ans, puis d'une phase de galop allongé (22 à 25 km/h) sur 500 m.

4. La quatrième étape est identique à la deuxième étape.
5. La cinquième étape comprend un suivi de la récupération cardiaque post effort pendant 30 minutes (CFM uniquement), avec une échographie cardiaque dans les 30 minutes suivant l'arrêt de l'effort (échographie post effort).

Le boîtier d'enregistrement et les électrodes de l'ECG sont retirés au moment du dessellage des chevaux à la fin de la troisième étape.

A l'issue des enregistrements, les données de cardio-fréquence-mètre sont transmises à un ordinateur équipé de Windows[®] par technologie Bluetooth ; les données d'électrocardiographie sont transmises par technologie Bluetooth[®] ou par l'intermédiaire d'une carte mini-SD.

C. Acquisition des données d'échocardiographie

Lors de la première et de la cinquième étape du test d'effort, une échographie cardiaque a été réalisée.

1. Obtention des images échocardiographiques

Les échocardiographies ont été réalisées avec un échographe portable (Vivid I, General Electric Healthcare Europe GMBH) équipé d'une sonde 1,5-2,5 MHz permettant d'obtenir des images à une profondeur de 30 cm, par un unique opérateur expérimenté en échocardiographie. Un ECG était enregistré en simultané aux images échocardiographiques. Toutes les mesures ont été réalisées par le même opérateur expérimenté en intérieur, sans utilisation d'aucun tranquillisant ou sédatif.

Les chevaux étaient tondus sur un cadran d'environ 10 cm² en arrière du coude droit, entre les troisièmes et cinquièmes espaces intercostaux, puis la zone était humidifiée avec une éponge et de l'eau froide et enduite de gel échographique. En cas de refus de la tonte, l'échographie était quand même réalisée en mouillant abondamment les poils et en appliquant du gel échographique en grande quantité. Les données n'ont pas été exploitées si les images étaient de mauvaise qualité.

Les échocardiographies se déroulant dans des conditions de terrain avec une contrainte de temps, seules des coupes longitudinales ont été réalisées à partir de l'hémithorax droit en mode 2D. La sonde était placée dans le quatrième ou cinquième espace intercostal parallèlement aux côtes afin d'obtenir une vue bidimensionnelle quatre cavités, en prenant soin d'avoir sur l'écran le septum interventriculaire horizontal. La vue échographique était centrée sur le ventricule pour les mesures des dimensions du ventricule.

2. Enregistrement des images échocardiographiques

Un ECG a été superposé aux images échocardiographiques afin de pouvoir sélectionner les images de référence au bon moment du cycle cardiaque : deux ou trois enregistrements non consécutifs de trois à cinq cycles étaient stockés au fur et à mesure sur le disque dur de l'échographe. Pour des raisons de disponibilité du matériel, une partie des données a été

directement exploitée sur l'appareil d'échocardiographie avec le logiciel ECHOPAC® (General Electric, Belgique) et une autre partie exportée au format .jpeg pour être exploitée à l'aide du programme informatique ImageJ® 1.43 (Wayne Rasband, National Institute of Health, USA), un logiciel de mesures biomédicales. Pour une même mesure, la même technique d'exploitation a été utilisée sur tous les chevaux et le même opérateur a effectué les mesures.

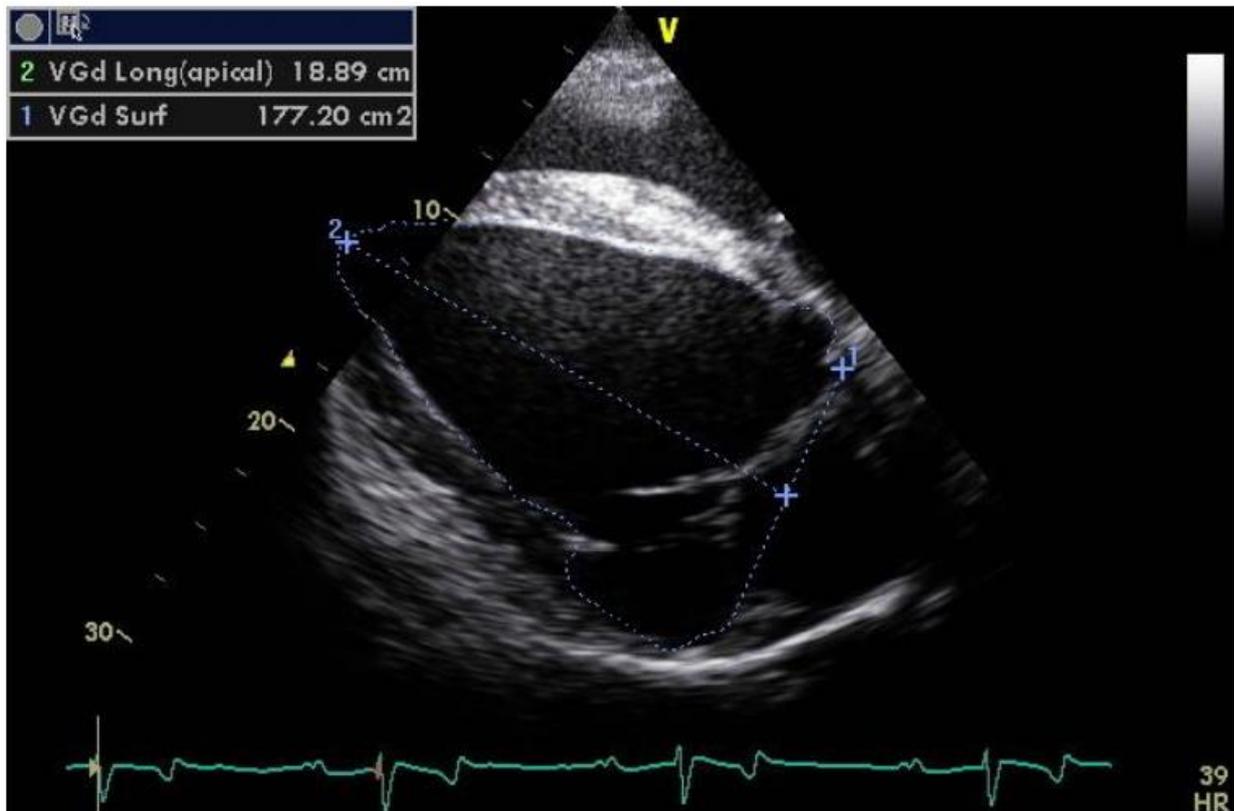
3. Réalisation des mesures

Pour chaque variable mesurée, aussi souvent que possible, trois mesures ont été effectuées sur trois enregistrements différents. Lorsqu'il n'était pas possible d'avoir trois enregistrements exploitables, seulement deux mesures ont été réalisées pour la variable concernée. Chaque paramètre résulte donc de la moyenne d'au moins deux et si possible trois mesures. Ces mesures ont été réalisées par un seul opérateur (différent de celui qui a enregistré les images).

Les images en fin de diastole ont été enregistrées au début du complexe QRS de l'électrocardiogramme et les images en systole ont été enregistrées au maximum de la contraction ventriculaire.

Les mesures suivantes ont été réalisées respectivement en systole (s) et en fin de diastole (d) : la longueur et l'aire du ventricule gauche (LVL, left ventricular length et LVIA left ventricular internal area) (Figure 9 et Figure 10), la largeur du septum interventriculaire (IVS, interventricular septum thickness), le diamètre interne du ventricule gauche (LVID, left ventricular internal diameter) ainsi que l'épaisseur de la paroi libre du ventricule gauche (LVFW, left ventricular free wall thickness) (Figure 11 et Figure 12). N'ayant pas pu enregistrer de vue transversale, les dimensions du ventricule gauche ont toutes été mesurées à partir des vues longitudinales.

Figure 9 : Mesure de la longueur (LVL appelée ici VGd Long) et de l'aire du ventricule gauche (LVIA appelée ici VGd Surf) en fin de diastole (d) à partir de la vue parasternale droite longitudinale quatre cavités



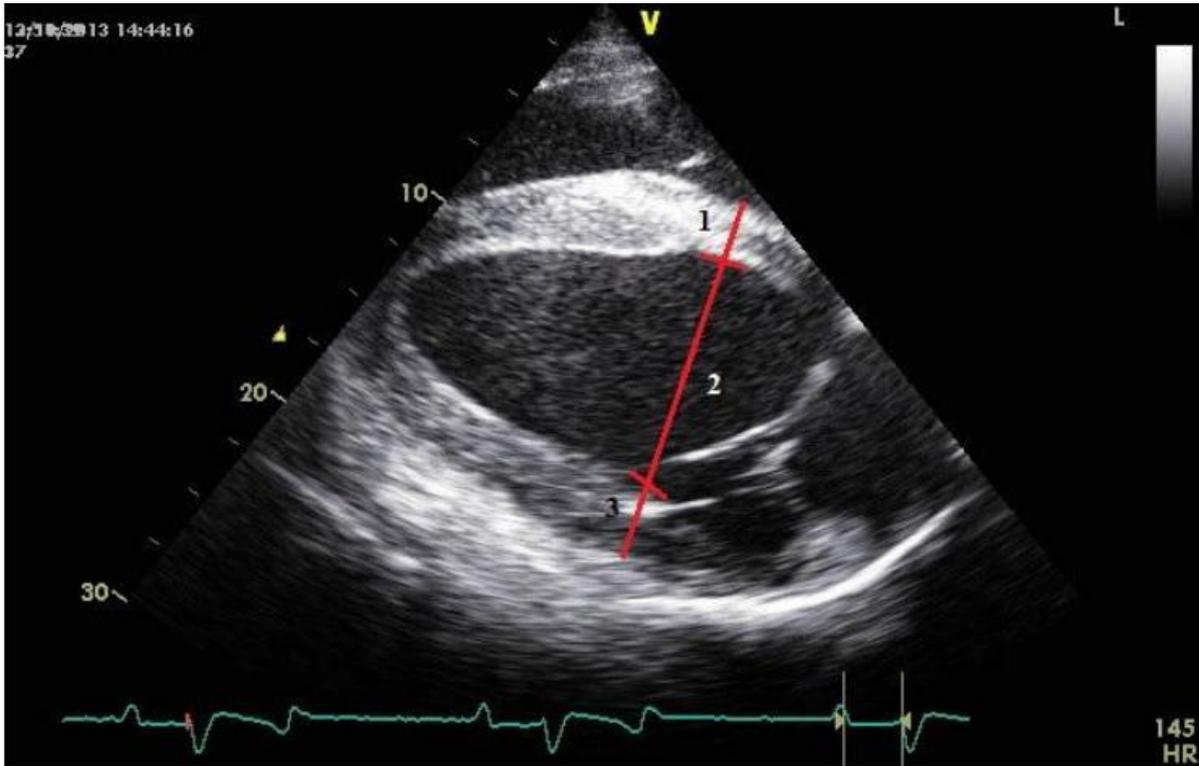
Crédit photo : ENVA

Figure 10 : Mesure de la longueur (LVL appelée ici VGs Long) et de l'aire du ventricule gauche (LVIA appelée ici VGs Surf) en systole (s) à partir de la vue parasternale droite longitudinale quatre cavités



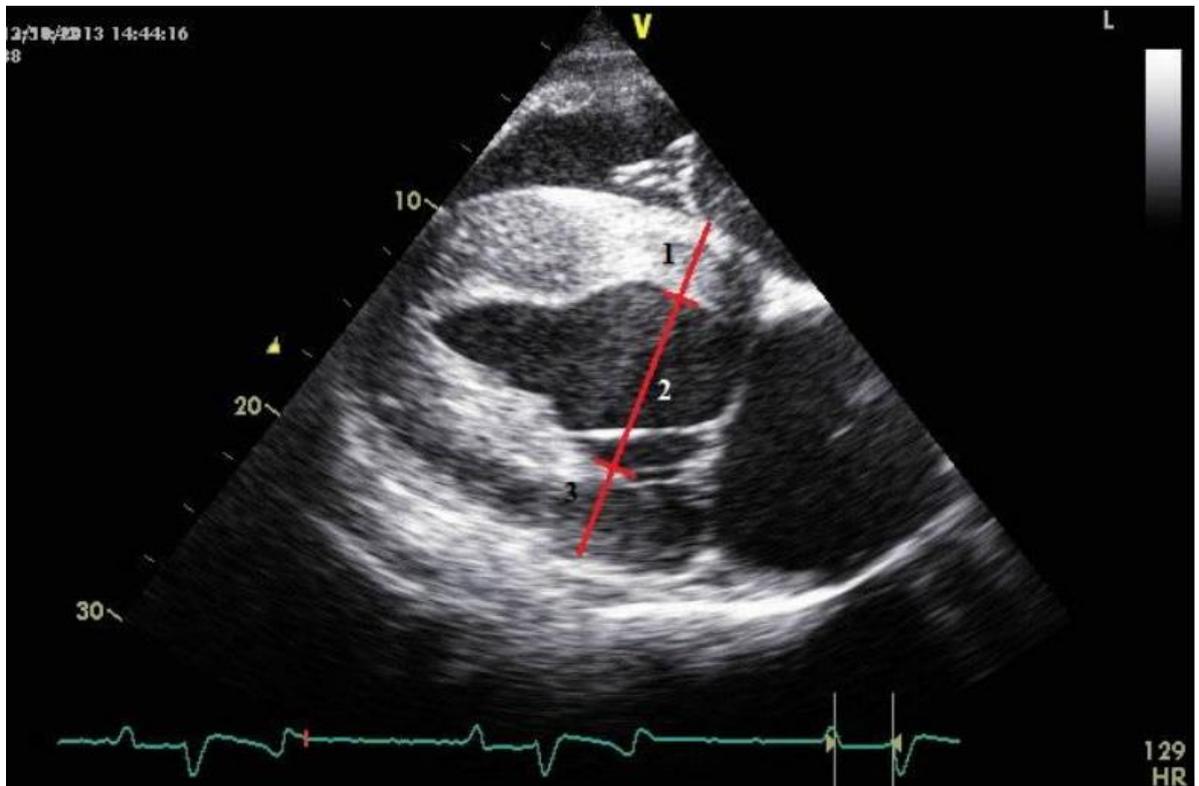
Crédit photo : ENVA

Figure 11 : Mesure de l'épaisseur du septum interventriculaire (1, IVS), du diamètre interne (2, LVID) et de l'épaisseur de la paroi libre du ventricule gauche (3, LVFW) en fin de diastole (d) à partir de la vue parasternale droite longitudinale quatre cavités



Crédit photo : ENVA

Figure 12 : Mesure de l'épaisseur du septum interventriculaire (1, IVS), du diamètre interne (2, LVID) et de l'épaisseur de la paroi libre du ventricule gauche (3, LVFW) en systole (s) à partir de la vue parasternale droite grand axe quatre cavités



Crédit photo : ENVA

Les indices fonctionnels et structurels suivants ont été calculés à partir des paramètres échocardiographiques mesurés :

- Volume du ventricule gauche (LVV, Left Ventricular Volume, en cm³) (Kriz *et al.*, 2000 ; McConachie *et al.*, 2013) :

$$LVV = \frac{LVIA^2}{LVL} \times \frac{5}{6} ;$$

- Volume d'éjection du ventricule gauche (SV, Stroke Volume, en cm³) (Kriz *et al.*, 2000) :

$$SV = LVVd - LVVs ;$$

- Épaisseur moyenne des parois (MWT, Mean Wall Thickness, en cm) (Buhl *et al.*, 2004 ; Young, 1999) :

$$MWT = \frac{LVFWd + IVSd}{2} ;$$

- Épaisseur relative des parois (RWT, Relative Wall Thickness, sans unité) (Buhl *et al.*, 2004 ; Young, 1999) :

$$RWT = \frac{LVFWd + IVSd}{LVIDd} ;$$

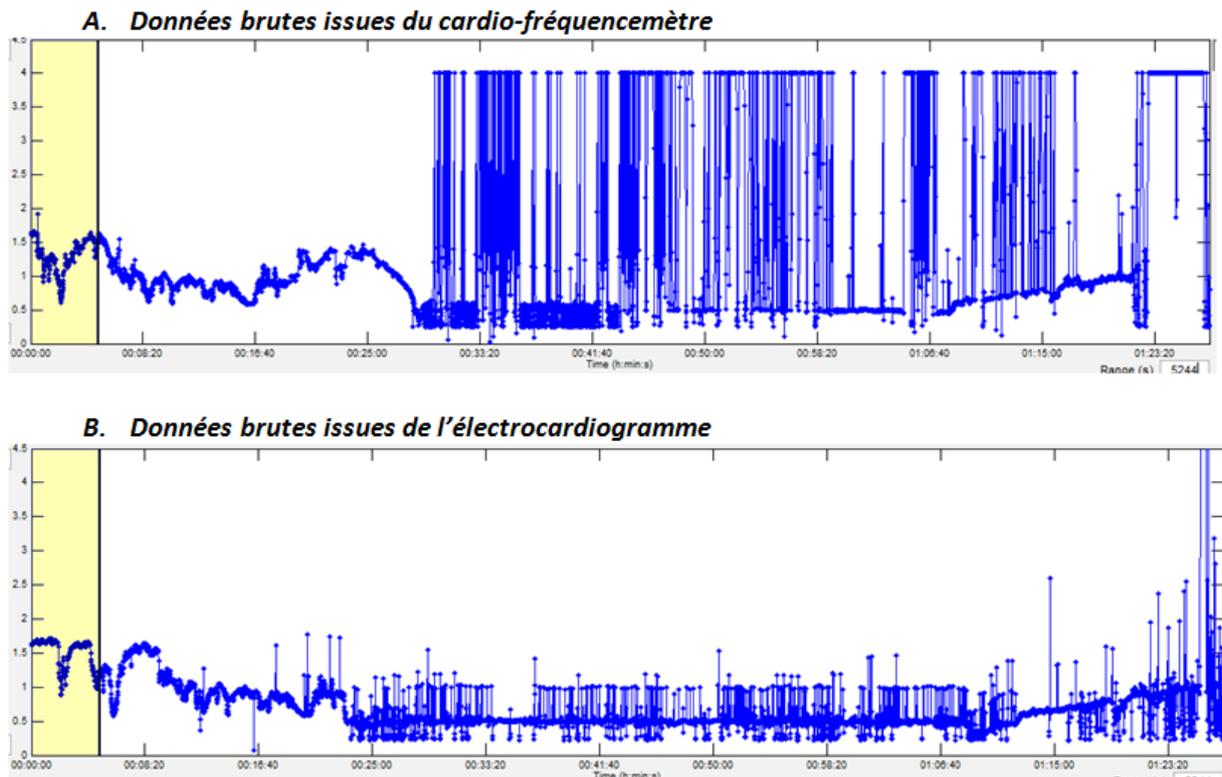
- Masse du ventricule gauche (LVmass, en g) (Buhl *et al.*, 2004 ; Young, 1999) :

$$LVmass = 1,04 \times [(LVIDd + LVFWd + IVSd)^3 - LVIDd^3] - 13,6$$

D. Traitement des données de cardio-fréquence-mètre et d'électrocardiogramme

A la fin des tests d'effort, les données brutes comprennent de nombreux artefacts et erreurs de mesure (Figure 13). Ces données brutes ont été traitées en plusieurs temps afin de pouvoir effectuer une analyse de la variabilité cardiaque.

Figure 13 : Courbes d'enregistrement brutes obtenues à la fin des tests d'effort

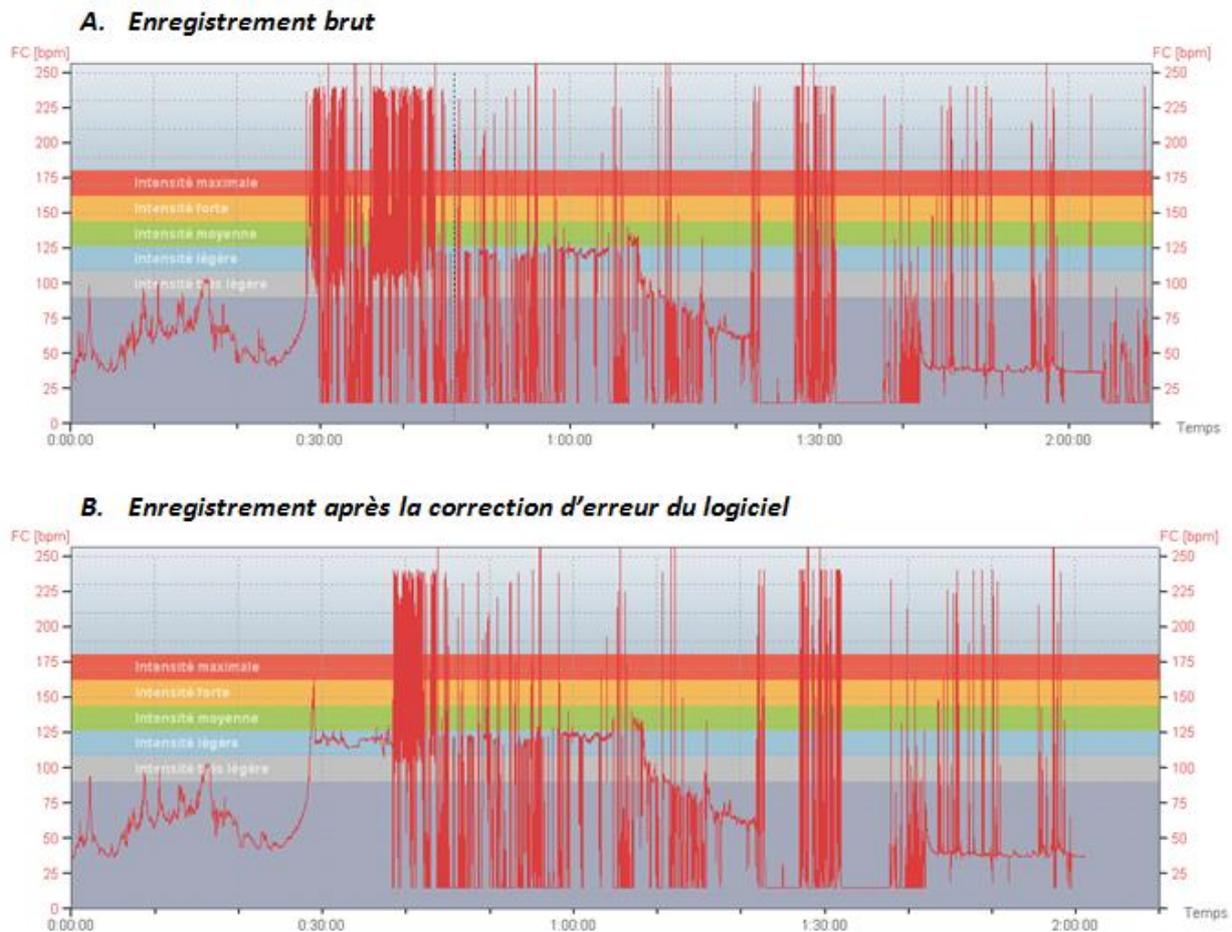


1. Données de cardio-fréquencemètre (Polar®)

Le logiciel Polar Pro Trainer 5® a été utilisé pour le traitement des données de cardio-fréquencemètre. Chaque courbe de fréquence cardiaque a été corrigée par la correction d'erreur insérée dans le logiciel, avec une puissance de filtre « très élevé » et une zone de protection minimale de « 1 bpm ». La puissance de filtre la plus élevée a été sélectionnée associée à la plus petite zone de protection minimale afin de réduire au maximum les erreurs à l'aide du logiciel (Figure 14).

Ensuite, chaque courbe a été exportée en intervalles RR sous forme de fichier texte.

Figure 14 : Premier nettoyage d'un enregistrement de cardio-fréquencemètre.

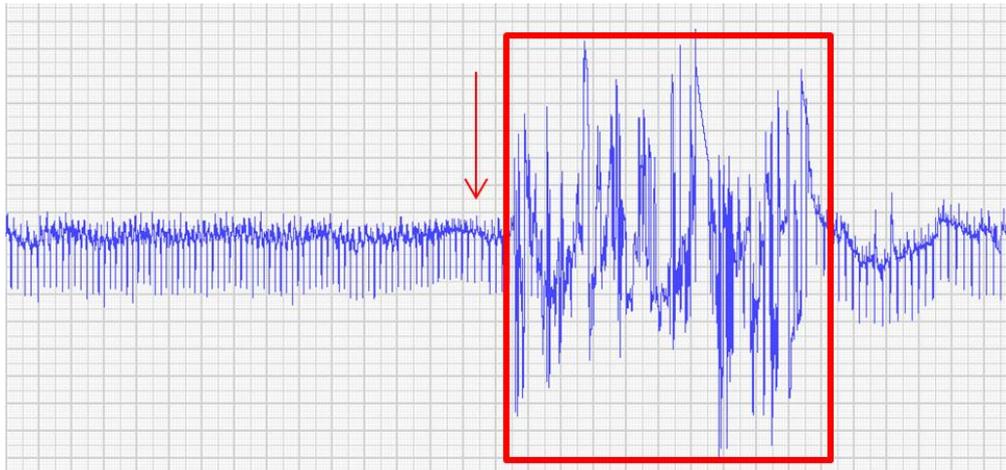


2. Données d'électrocardiographie (Televet®)

Le logiciel Televet 100 version 5.0.0® a été utilisé pour le traitement des données d'électrocardiographie. Les zones exploitables ont été prélevées de l'enregistrement initial (Figure 15), puis une analyse de l'ECG a été réalisée par le logiciel (analyse RR avec une déviation maximum de 30%) sur les zones extraites.

Les données de l'analyse RR ont ensuite été exportées sous forme de fichier texte en intervalles RR.

Figure 15 : Zone non exploitable d'un enregistrement ECG (rectangle). La coupure est réalisée avant cette zone (flèche).



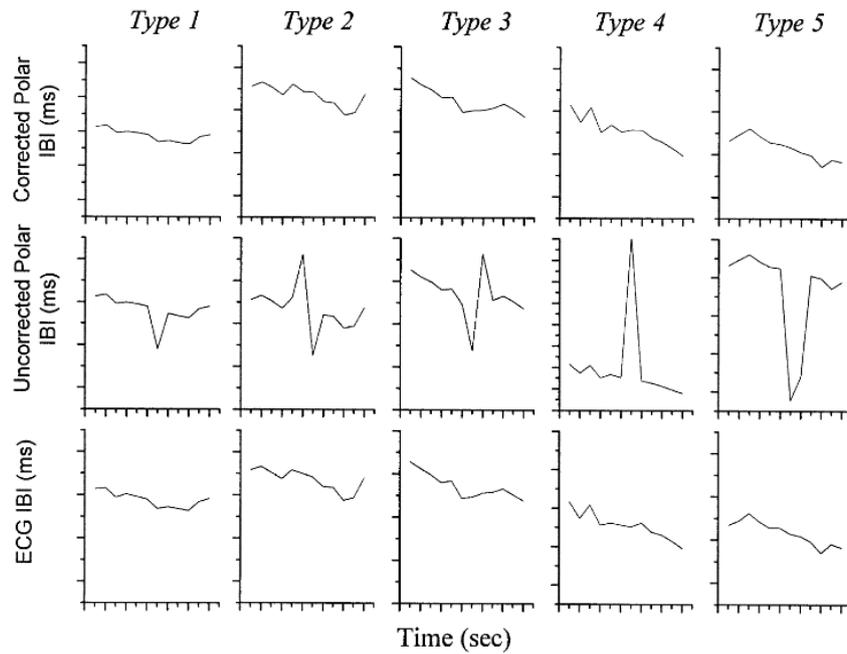
3. Exploitation des fichiers textes d'intervalles RR

Chaque fichier texte a été traité à la main avec l'utilisation d'un tableur Excel® qui permet un deuxième traitement des erreurs de mesure et artefacts.

Cinq types d'erreurs sont répertoriées pour les enregistrements de cardio-fréquence-mètre (Marchant-Forde *et al.*, 2004 ; von Borell *et al.*, 2007). Ces erreurs sont les suivantes (Figure 16) :

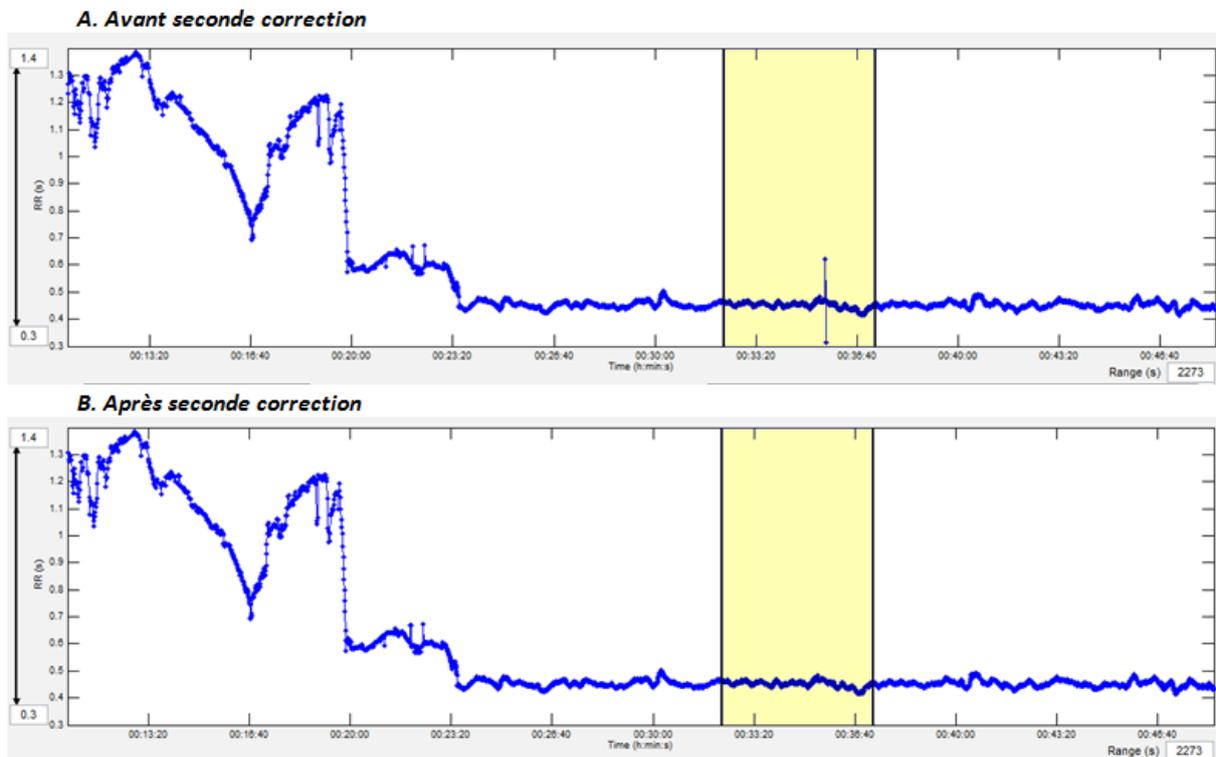
- type 1 : valeur erratique isolée. Elle provoque un pic isolé au sein de la courbe d'enregistrement. Cette erreur est corrigée en supprimant la valeur ;
- type 2 : intervalle RR long suivi immédiatement d'un intervalle RR court. Elle provoque un pic suivi d'une dépression au sein de la courbe d'enregistrement. Cette erreur est corrigée en effectuant la moyenne sur les deux intervalles, placée deux fois dans le fichier ;
- type 3 : intervalle RR court suivi immédiatement d'un intervalle RR long. Elle provoque une dépression suivie d'un pic au sein de la courbe d'enregistrement. Cette erreur est corrigée comme une erreur de type 2 ;
- type 4 : valeur erratique correspondant à deux ou trois intervalles RR normaux (erreur de déclenchement du système d'enregistrement). Elle provoque un pic très important au sein de la courbe d'enregistrement. Cette erreur est corrigée en divisant la valeur erratique par deux ou trois, répétée deux ou trois fois dans le fichier ;
- type 5 : succession de valeurs erratiques courtes (plusieurs déclenchements du système d'enregistrement entre deux battements cardiaques). Elle provoque une dépression prolongée au sein de la courbe d'enregistrement. Cette erreur est corrigée en additionnant ces valeurs courtes erratiques.

Figure 16 : Exemples graphiques des types d'erreurs rencontrées (Marchant-Forde et al., 2004)



Sur les enregistrements, les erreurs étaient repérées par une variation supérieure à 30% avec la valeur précédente ou suivante et corrigées manuellement une par une (Figure 17).

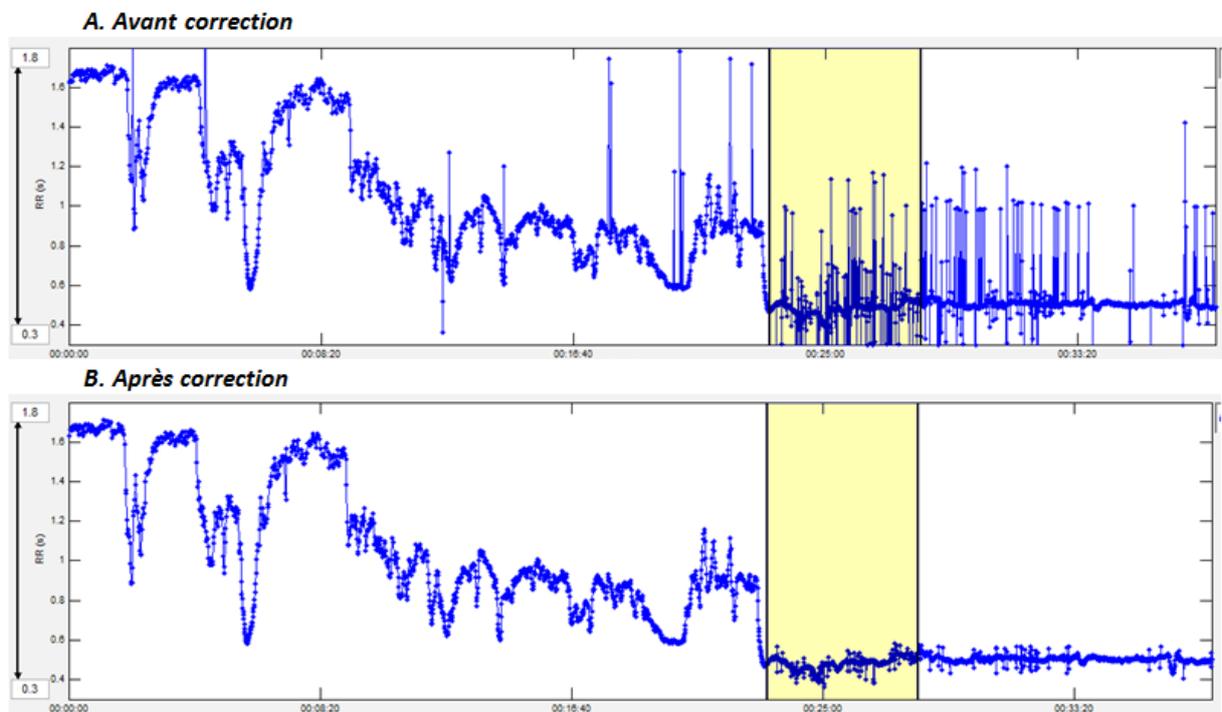
Figure 17 : Variation de l'intervalle RR des données de cardio-fréquencemètre avant et après correction manuelle (erreur de type 2 dans l'encadré).



Pour les enregistrements de l'électrocardiogramme, une variation supérieure à 30% avec l'intervalle RR précédent ou suivant était corrigée au cas par cas :

- soit en effectuant une moyenne sur deux battements (en cas d'extrasystoles),
- soit en divisant par deux, trois ou quatre la valeur de l'intervalle RR (non détection des battements suivants),
- soit en additionnant les valeurs d'intervalles RR (en cas d'intervalles RT et TR calculés par le logiciel par exemple),
- soit en supprimant la ligne (artefact de mesure : coup de talon du cavalier, frottement de la sangle, mouvements parasites, ...) (Figure 18).

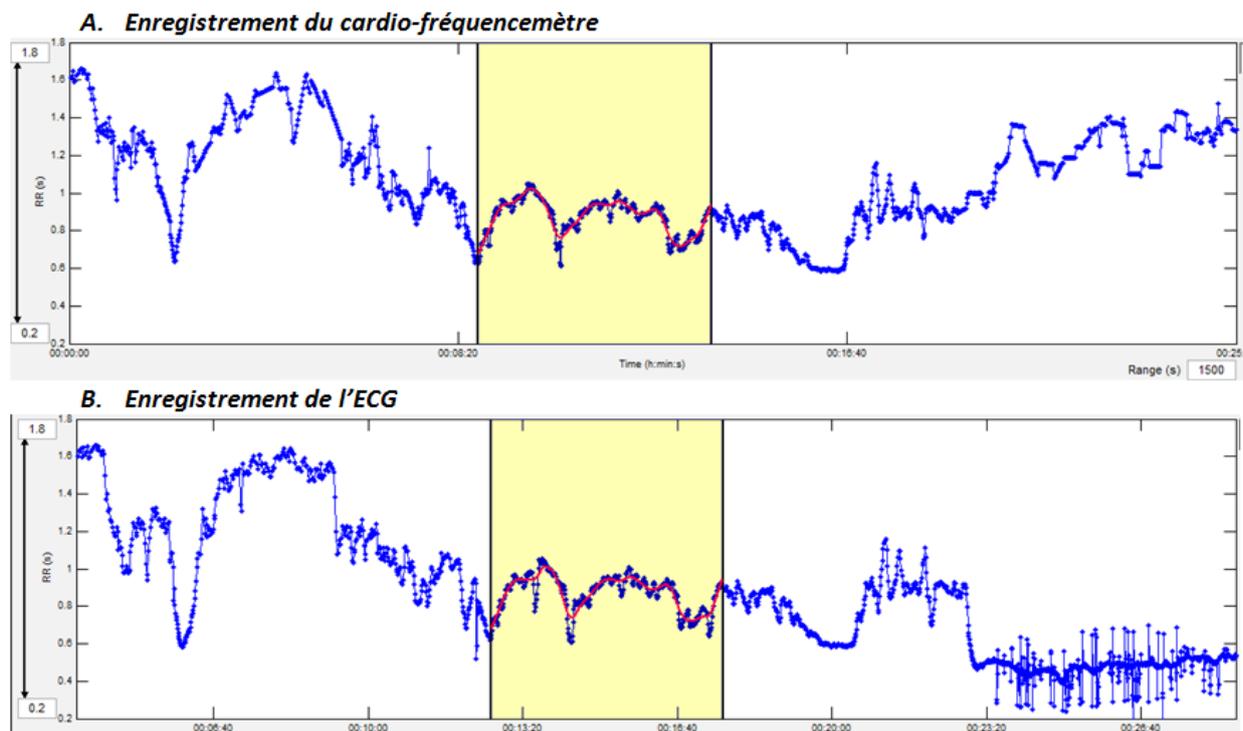
Figure 18 : Variation de l'intervalle RR des données de l'ECG avant et après correction manuelle



Après la correction manuelle, les fichiers textes corrigés étaient exploitables pour l'analyse de variabilité cardiaque. L'analyse a été réalisée avec le logiciel Kubios HRV® (University of Eastern Finland) et les données issues du cardio-fréquence-mètre et de l'électrocardiographie ont été synchronisées à la main : un pic ou un plateau de fréquence cardiaque était repéré sur chaque enregistrement et l'analyse était lancée à partir de celui-ci ou décalée d'un intervalle de temps identique (Figure 19).

Une analyse de tendance était appliquée à chaque analyse, selon la procédure de Tarvainen *et al.* (Tarvainen *et al.*, 2002), avec un paramètre de lissage de 500 ms (Schmidt *et al.*, 2010d).

Figure 19 : Synchronisation manuelle des deux enregistrements à partir d'un pic commun



L'analyse portait sur des intervalles de temps de 5 minutes (von Borell *et al.*, 2007). Une analyse a été effectuée lors de la phase d'échauffement et une lors de la phase de galop. Si aucune synchronisation n'était possible, l'analyse n'était pas réalisée et l'enregistrement exclu de l'étude pour la concordance des séries.

Pour l'obtention des paramètres fréquentiels, l'analyse était effectuée sur 512 points ; les valeurs de 0,01 à 0,07 Hz ont été utilisées pour délimiter les basses fréquences et les valeurs de 0,07 à 0,6 Hz pour les hautes fréquences (Hada *et al.*, 2006 ; Kato *et al.*, 2003 ; Kuwahara *et al.*, 1999, 1996 ; Norman *et al.*, 2005 ; Oel *et al.*, 2014 ; Ohmura *et al.*, 2012a, 2012b, 2002). Ces valeurs ont été préférées aux valeurs de Rietmann *et al.* (2004a) ou Cottin *et al.* (2005) qui incluent la fréquence respiratoire car ce sont les valeurs les plus fréquemment trouvées dans la littérature. Ce travail visant à établir une concordance entre différents appareils de mesure, il était plus intéressant de prendre les valeurs les plus utilisées pour déterminer s'il est possible d'utiliser les résultats trouvés avec une méthode de mesure avec une autre méthode.

Les paramètres de variabilité cardiaque étudiés étaient :

- analyse temporelle : RR, HR, SDRR et RMSSD ;
- analyse non linéaire : SD1 et SD2 ;
- analyse fréquentielle : LF et HF en ms^2 et unités normalisées (n.u.), ainsi que le ratio LF/HF.

E. Analyse statistique

1. Analyse de la concordance des séries de mesure

L'analyse de la concordance des séries obtenues a été effectuée avec un tableur Excel®, en utilisant un graphique selon la méthode de Bland et Altman (Bland et Altman, 1999) et le coefficient de Lin (Lin, 1989), calculé avec la formule suivante :

$$CC_{Lin} = \frac{2 \cdot Covar_{1,2}}{s_1^2 + s_2^2 + (m_1 - m_2)^2}$$

Où :

- $Covar_{1,2}$ est la valeur de la covariance du caractère mesuré entre les séries de mesure n^{01} et n^{02} ;
- s_1^2 et s_2^2 respectivement des variances du caractère mesuré dans les séries n^{01} et n^{02} ;
- m_1 et m_2 respectivement les moyennes du caractère mesuré dans les séries n^{01} et n^{02} .

Afin de déterminer si les séries étaient concordantes ou non, des valeurs limites d'acceptation de la concordance sur le graphique de Bland et Altman ont été fixées *a priori* et sont résumées dans le Tableau 5. Ces limites sont des seuils à partir desquels l'hypothèse de la concordance est rejetée s'ils sont dépassés. Nous les avons fixées à 5% de la valeur moyenne du paramètre pour la différence moyenne et 20% de la valeur moyenne du paramètre pour les limites d'agrément (95% des écarts).

La valeur seuil de la différence moyenne constitue le premier critère de concordance, tandis que la valeur seuil de 95% des écarts constitue le second critère de concordance.

Tableau 5 : Ecarts acceptés pour la concordance avec la méthode de Bland et Altman

Paramètre HRV	Échauffement		Galop	
	Différence moyenne	95% des écarts (limite d'agrément)	Différence moyenne	95% des écarts (limite d'agrément)
RR (ms)	25	100	12,5	50
SDRR (ms)	2,5	10	0,3	1,2
HR (bpm)	2,5	10	7	26
RMSSD (ms)	2	8	0,5	2
SD1 (ms)	1,5	6	0,25	1
SD2 (ms)	3	12	0,5	2
LF (ms ²)	50	200	5	20
LF (n.u.)	2,5	10	2,5	10
HF (ms ²)	50	200	5	20
HF (n.u.)	2,5	10	2,5	10
LF/HF	2,5	10	2,5	10

2. Analyse de la corrélation entre HRV et échocardiographie

Chacun des paramètres de l'analyse de la variabilité cardiaque, calculé avec le cardiofréquencemètre et avec l'ECG, à l'échauffement et à l'exercice - SDRR, RMSSD, HF (n.u.),

LF/HF - a été corrélé aux paramètres issus de l'échocardiographie, avant et après effort - SV, LVIDd, LVIDs, MWT, RWT, LVmass.

Pour cela, une régression linéaire simple a été effectuée pour les 192 paires et la valeur du coefficient de détermination R^2 a été relevée. Dans le cas d'une régression linéaire simple, R^2 est le carré du coefficient de corrélation de Pearson et vaut :

$$R^2 = \left(\frac{cov(X, Y)}{\sigma_X \sigma_Y} \right)^2$$

Où $cov(X, Y)$ est la covariance des paramètres X et Y, σ_X et σ_Y les écarts-types respectifs de X et Y.

II. Résultats

L'ensemble des résultats par animal est donné dans les ANNEXES

Annexe 1, Annexe 2, Annexe 3, Annexe 4 et Annexe 5.

A. Nombre de données exploitables

1. Etude de la concordance cardio-fréquencemètre/ECG

Les données exploitables pour l'étude de la concordance des valeurs de variabilité cardiaque entre le CFM et l'ECG sont résumées dans le Tableau 6.

Tableau 6 : Données exploitables pour l'étude de la concordance CFM/ECG

N=36	Chevaux inclus	Raisons d'exclusion (N)
Echauffement	23	Pas de synchronisation (9) Pas d'enregistrement ECG (3) Cardio-fréquencemètre inexploitable (1)
Galop	14	Cardio-fréquencemètre inexploitable (10) Pas de synchronisation (9) Pas d'enregistrement ECG (3)

2. Etude de régression entre données de variabilité cardiaque et échocardiographie

Sur les 34 chevaux inclus dans l'étude de corrélation entre les données HRV et échocardiographiques, 26 avaient des données HRV exploitables. Sept enregistrements n'avaient pas de synchronisation entre le CFM et l'ECG (deux périodes différentes entre le CFM et l'ECG n'ont pas été sélectionnées pour ces chevaux) et un enregistrement n'était pas exploitable.

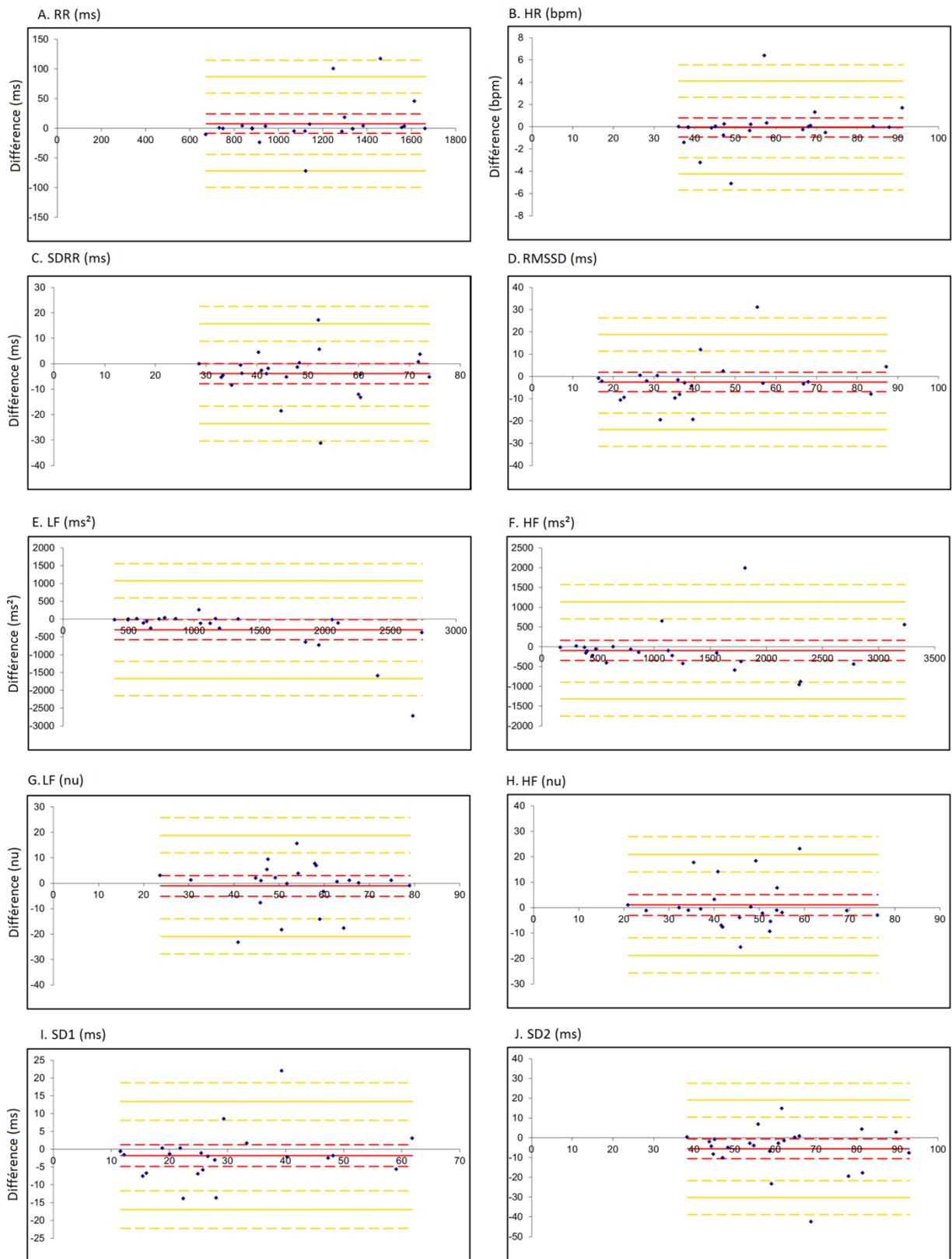
B. Concordance cardio-fréquencemètre/ECG

1. Phase d'échauffement

Un graphique de Bland et Altman a été tracé pour chaque paramètre étudié (Figure 20). Le Tableau 7 résume la différence moyenne et les limites d'agrément inférieures et supérieures pour chaque paramètre. L'enregistrement ECG a été pris comme référence, la différence moyenne illustre donc la sur- ou sous-estimation du cardio-fréquencemètre par rapport à l'ECG.

La valeur de la différence moyenne est toujours inférieure à zéro, ce qui indique que l'enregistrement du cardio-fréquencemètre a tendance à fournir systématiquement des valeurs de variabilité cardiaque inférieures à celles obtenues à partir de l'enregistrement de l'ECG. Pour les paramètres LF et HF en unités normalisées (n.u.), la différence est une fois positive et une fois négative, ce qui est normal car les deux valeurs sont liées (la normalisation se fait en calculant un pourcentage de la part de LF, respectivement HF, dans la somme de LF et HF).

Figure 20 : Analyse de Bland et Altman pour les paramètres de variabilité cardiaque à l'échauffement.



L'axe des abscisses représente la valeur moyenne entre le cardio-fréquencemètre et l'ECG pour le paramètre étudié et l'axe des ordonnées la différence entre les deux paramètres. La ligne rouge correspond à la différence moyenne avec son IC_{95%} en pointillés et les lignes jaunes correspondent aux limites d'agrément et à leurs IC_{95%} en pointillés.

Tableau 7 : Résumé des statistiques de l'analyse de Bland et Altman pour l'échauffement.

Echauffement (N=23)	Différence moyenne [IC 95]	Limite inf. agrément [IC 95]	Limite sup. agrément [IC 95]
<i>Analyse temporelle</i>			
RR (ms)	7,8 [-8,41 ; 24]	-71.59 [-99,3 ; -43,88]	87,18 [59,47 ; 114,89]
SDRR (ms)	-3,93 [-7,93 ; 0,07]	-23.52 [-30,36 ; -16,68]	15,67 [8,83 ; 22,51]
HR (bpm)	-0,07 [-0,92 ; 0,78]	-4.24 [-5,69 ; -2,78]	4,1 [2,64 ; 5,55]
RMSSD (ms)	-2,52 [-6,89 ; 1,85]	-23.92 [-31,39 ; -16,45]	18,88 [11,41 ; 26,35]
<i>Analyse fréquentielle</i>			
LF (ms ²)	-296 [-576,43 ; -15,56]	-1669.85 [-2149,4 ; -1190,31]	1077,86 [598,31 ; 1557,4]
LF (n.u.)	-1,05 [-5,11 ; 3,01]	-20.94 [-27,88 ; -14]	18,83 [11,89 ; 25,77]
HF (ms ²)	-90,71 [-341,52 ; 160,1]	-1319.41 [-1748,29 ; -890,53]	1137,99 [709,11 ; 1566,87]
HF (n.u.)	1,05 [-3 ; 5,11]	-18.83 [-25,77 ; -11,89]	20,94 [14 ; 27,88]
<i>Analyse non linéaire</i>			
SD1 (ms)	-1,78 [-4,88 ; 1,31]	-16.95 [-22,25 ; -11,66]	13,38 [8,09 ; 18,68]
SD2 (ms)	-5,6 [-10,62 ; -0,58]	-30.21 [-38,8 ; -21,62]	19 [10,42 ; 27,59]

Les variables HRV dont les deux mesures sont concordantes sont les paramètres RR et HR, avec une différence moyenne respective de 7,8 ms et -0,07 bpm, inférieure au seuil fixé de 25 ms et 2,5 bpm respectivement (Tableau 5). Les bornes des intervalles de confiance sont également inférieures aux seuils fixés ; il y a donc de grandes chances pour que la différence moyenne entre la mesure par CFM et par ECG de RR et HR dans la population soit inférieure à 25 ms et 2,5 bpm en valeur absolue. Le premier critère de concordance est vérifié pour ces paramètres.

Concernant le second critère de concordance, les limites d'agrément sont également inférieures au seuil fixé (79,38 ms vs 100 ms pour RR, 4,03 bpm vs 10 bpm pour HR). La borne supérieure de l'intervalle de confiance de la limite supérieure d'agrément (5,48 bpm en valeur absolue) est inférieure à la valeur seuil pour HR ; il y a de grandes chances pour que la vraie limite d'agrément dans la population soit inférieure à 10 bpm : le second critère de concordance est respecté. Pour la mesure de RR, la borne supérieure de l'intervalle de confiance de la limite supérieure d'agrément (107,09 ms en valeur absolue) contient la valeur seuil de 100 ms et il y a des chances pour que la vraie limite supérieure d'agrément dans la population soit plus grande que 100 ms. Par conséquent, il y a des chances pour que dans la population, le second critère de concordance ne soit pas respecté.

Pour les paramètres LF (n.u.) et HF (n.u.), la différence moyenne de 1,05% est inférieure à la valeur seuil de 2,5% fixée pour le premier critère de concordance, celui-ci est respecté dans notre échantillon. Cependant, l'intervalle de confiance de la différence moyenne contient la valeur seuil du premier critère de concordance et il y a des chances pour que dans la population, le premier critère de concordance ne soit pas respecté. Le second critère de concordance n'est quant à lui pas respecté (19,89% en valeur absolue dans l'échantillon vs 10% en valeur seuil).

Pour tous les autres paramètres, le premier et le second critère de concordance ne sont pas respectés. Il y a de fortes chances que, dans la population, les mesures pour chacun de ces paramètres faites par CFM ou ECG ne soient pas concordantes.

La concordance des deux séries de valeurs pour les paramètres étudiés de variabilité cardiaque est résumée dans le Tableau 8. La concordance est supérieure à 0,90 uniquement pour les paramètres RR et HR. Pour ces deux paramètres, la valeur du CC Lin vaut 0,95 [0,93 ; 0,97], ce qui traduit une très bonne concordance. Pour LF (n.u.) et HF (n.u.), le CC Lin vaut 0,73 [0,55 ; 0,91], ce qui traduit une concordance moyennement satisfaisante. Pour tous les autres paramètres, le CC Lin est toujours supérieur à 0,6, ce qui traduit une concordance au minimum passable. Il atteint même la valeur de 0,84 [0,74 ; 0,94] pour les paramètres RMSSD et SD1, ce qui traduit une concordance plutôt bonne (Partik *et al.*, 2002).

Tableau 8 : Concordance à l'échauffement des deux enregistrements pour les paramètres de la variabilité cardiaque étudiés.

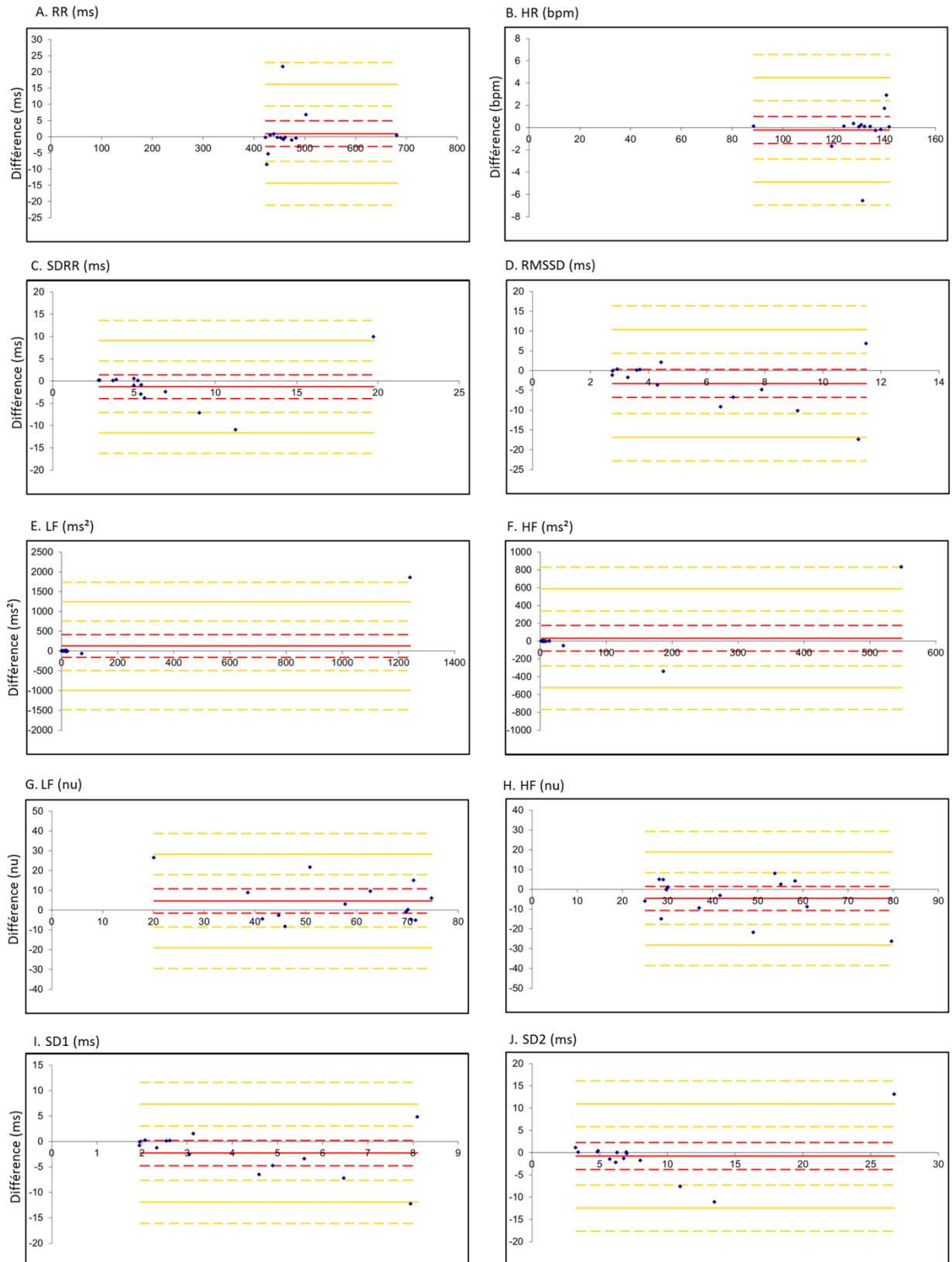
Echauffement (N=23)	Moyenne ECG [IC95]	Moyenne CFM [IC95]	CC Lin [IC 95]
<i>Analyse temporelle</i>			
RR (ms)	1163,67 [1047,85 ; 1279,48]	1171,46 [1050,92 ; 1292,01]	0,95 [0,93 ; 0,97]
SDRR (ms)	50,34 [44,9 ; 55,78]	46,41 [41 ; 51,83]	0,71 [0,53 ; 0,89]
HR (bpm)	56,63 [50,21 ; 63,04]	56,56 [49,94 ; 63,17]	0,95 [0,93 ; 0,97]
RMSSD (ms)	42,29 [34,54 ; 50,03]	39,77 [31,22 ; 48,32]	0,84 [0,74 ; 0,94]
<i>Analyse fréquentielle</i>			
LF (ms ²)	1407,66 [1021,81 ; 1793,52]	1111,67 [885,26 ; 1338,07]	0,61 [0,43 ; 0,79]
LF (n.u.)	54,32 [48,94 ; 59,7]	53,27 [47,92 ; 58,61]	0,73 [0,55 ; 0,91]
HF (ms ²)	1245,97 [889,69 ; 1602,25]	1155,26 [804,55 ; 1505,97]	0,75 [0,58 ; 0,92]
HF (n.u.)	45,68 [40,3 ; 51,06]	46,73 [41,38 ; 52,08]	0,73 [0,55 ; 0,91]
<i>Analyse non linéaire</i>			
SD1 (ms)	29,97 [24,47 ; 35,46]	28,18 [22,12 ; 34,24]	0,84 [0,74 ; 0,94]
SD2 (ms)	63,78 [57,05 ; 70,5]	58,18 [52,09 ; 64,27]	0,68 [0,48 ; 0,88]

2. Phase de galop

Un graphique de Bland et Altman a été tracé pour chaque paramètre de variabilité cardiaque étudié (Figure 21). Le Tableau 9 résume la différence moyenne et les limites d'agrément inférieures et supérieures pour chaque paramètre. L'enregistrement ECG a été de nouveau pris comme référence.

La valeur de la différence moyenne est toujours inférieure à zéro sauf pour l'analyse fréquentielle, ce qui indique que l'enregistrement du cardio-fréquencemètre a tendance à fournir systématiquement des valeurs de variabilité cardiaque inférieures à celles obtenues à partir de l'enregistrement de l'ECG pour les analyses temporelles et non linéaires. La différence moyenne est supérieure à zéro pour les valeurs de l'analyse fréquentielle (LF et HF), ce qui indique une surestimation de l'enregistrement du cardio-fréquencemètre par rapport à l'enregistrement de l'ECG pour ces paramètres.

Figure 21 : Analyse de Bland et Altman pour les paramètres de variabilité cardiaque au galop.



L'axe des abscisses représente la valeur moyenne entre le cardio-fréquence-mètre et l'ECG pour le paramètre étudié et l'axe des ordonnées la différence entre les deux paramètres. La ligne rouge correspond à la différence moyenne avec son IC_{95%} en pointillés et les lignes jaunes correspondent aux limites d'agrément et à leurs IC_{95%} en pointillés.

Tableau 9 : Résumé des statistiques de l'analyse de Bland et Altman pour le galop.

Galop (N=14)	Différence moyenne [IC 95]	Limite inf. agrément [IC 95]	Limite sup. agrément [IC 95]
<i>Analyse temporelle</i>			
RR (ms)	0,92 [-3,02 ; 4,86]	-14,35 [-21,1 ; -7,61]	16,19 [9,45 ; 22,93]
SDRR (ms)	-1,29 [-3,96 ; 1,38]	-11,63 [-16,19 ; -7,06]	9,05 [4,48 ; 13,61]
HR (bpm)	-0,21 [-1,42 ; 1]	-4,9 [-6,96 ; -2,83]	4,48 [2,41 ; 6,55]
RMSSD (ms)	-3,24 [-6,74 ; 0,27]	-16,82 [-22,82 ; -10,82]	10,35 [4,35 ; 16,35]
<i>Analyse fréquentielle</i>			
LF (ms ²)	127,39 [-161 ; 415,79]	-989,55 [-1482,71 ; -496,4]	1244,34 [751,18 ; 1737,49]
LF (n.u.)	4,63 [-1,48 ; 10,74]	-19,05 [-29,51 ; -8,6]	28,31 [17,86 ; 38,77]
HF (ms ²)	31,6 [-111,4 ; 174,6]	-522,23 [-766,76 ; -277,7]	585,43 [340,9 ; 829,96]
HF (n.u.)	-4,62 [-10,69 ; 1,44]	-28,12 [-38,49 ; -17,75]	18,87 [8,5 ; 29,25]
<i>Analyse non linéaire</i>			
SD1 (ms)	-2,29 [-4,77 ; 0,19]	-11,9 [-16,14 ; -7,66]	7,32 [3,08 ; 11,56]
SD2 (ms)	-0,76 [-3,79 ; 2,26]	-12,49 [-17,66 ; -7,31]	10,96 [5,79 ; 16,14]

Pendant la phase de galop, les premiers et seconds critères de concordance sont vérifiés pour les mesures de RR et HR et leurs intervalles de confiance respectifs ne contiennent pas les valeurs seuils. Il y a donc de grandes chances pour que dans la population, les mesures de RR et HR faites par CFM ou ECG soient concordantes.

Pour tous les autres paramètres, le premier et le second critère de concordance ne sont pas respectés. Il y a de fortes chances que, dans la population, les mesures pour chacun de ces paramètres faites par CFM ou ECG ne soient pas concordantes.

La concordance des deux séries de valeurs pour les paramètres étudiés de variabilité cardiaque est résumée dans le Tableau 10.

Comme pour l'échauffement, la concordance est supérieure à 0,90 uniquement pour les intervalles RR moyens et la fréquence cardiaque moyenne (HR). Pour ces deux paramètres, la valeur du CC Lin vaut 0,92 [0,89 ; 0,95], ce qui traduit une très bonne concordance. Les valeurs sont inférieures à 0,50 pour les paramètres RMSSD, LF (ms²), HF (ms²) et SD1, ce qui traduit une concordance inacceptable. Il vaut 0,51 [0,15 ; 0,87] pour SDRR, ce qui traduit une mauvaise concordance, 0,63 [0,35 ; 0,91] pour SD2, ce qui traduit une concordance passable et 0,73 [0,53 ; 0,93] pour LF et HF en unités normalisées, ce qui traduit une concordance moyennement satisfaisante (Partik *et al.*, 2002).

Tableau 10 : Concordance au galop des deux enregistrements pour les paramètres de la variabilité cardiaque étudiés.

Galop (N=14)	Moyenne ECG [IC95]	Moyenne CFM [IC95]	CC Lin [IC 95]
<i>Analyse temporelle</i>			
RR (ms)	468,96 [443,46 ; 494,46]	469,88 [444,09 ; 495,66]	0,92 [0,89 ; 0,95]
SDRR (ms)	7,24 [5,49 ; 8,98]	5,94 [3,8 ; 8,09]	0,51 [0,15 ; 0,87]
HR (bpm)	129,93 [124,67 ; 135,2]	129,73 [124,35 ; 135,1]	0,92 [0,89 ; 0,95]
RMSSD (ms)	7,41 [5,37 ; 9,45]	4,17 [2,89 ; 5,46]	0,02 [-0,36 ; 0,40]
<i>Analyse fréquentielle</i>			
LF (ms ²)	40,42 [8,1 ; 72,75]	167,82 [-58,49 ; 394,12]	0,24 [0,18 ; 0,30]
LF (n.u.)	54,21 [46,73 ; 61,68]	58,84 [52,8 ; 64,87]	0,73 [0,53 ; 0,93]
HF (ms ²)	44,91 [7,09 ; 82,73]	76,51 [-23,71 ; 176,73]	0,16 [-0,16 ; 0,48]
HF (n.u.)	45,69 [38,24 ; 53,14]	41,07 [35,05 ; 47,08]	0,73 [0,53 ; 0,93]
<i>Analyse non linéaire</i>			
SD1 (ms)	5,24 [3,8 ; 6,68]	2,95 [2,04 ; 3,86]	0,02 [-0,55 ; 0,59]
SD2 (ms)	8,58 [6,44 ; 10,73]	7,82 [4,9 ; 10,74]	0,63 [0,35 ; 0,91]

C. Corrélations entre données de variabilité cardiaque et échocardiographie

Les résultats des tests de régression linéaire simple sont résumés dans le Tableau 11. Seuls les tests avec un $R^2 > 0,25$ sont mentionnés ici. L'ensemble des résultats est disponible en Annexe 6.

19 tests ont obtenu un R^2 supérieur à 0,25, avec une répartition homogène entre les valeurs avant effort (9 tests) et après effort (10 tests) concernant les paramètres échographiques, ainsi qu'une répartition homogène au sein de ces catégories entre les paramètres HRV à l'échauffement (10 tests) et au galop (9 tests).

Pour les mesures réalisées en préeffort, le paramètre LVIDs obtient trois $R^2 > 0,25$, les paramètres échographiques MWT, SV et LV mass obtiennent chacun deux $R^2 > 0,25$. Concernant les variables HRV, les relations significatives concernent le RMSSD (4 fois sur 9 tests ; deux fois RMSSD ECG Galop, une fois RMSSD CFM Galop et une fois RMSSD ECG Echauffement), puis HF (n.u.) (3 fois sur 9 tests ; HF (n.u.) ECG Echauffement) et SDRR (2 fois sur 9 tests ; SDRR ECG Galop). Ce sont principalement les valeurs issues de l'ECG qui ressortent corrélées (8 fois sur 9 tests).

Pour les mesures réalisées en posteffort, les paramètres LVIDs et LVIDd obtiennent respectivement quatre et deux $R^2 > 0,25$. LV mass et RWT obtiennent chacun deux $R^2 > 0,25$. Concernant les paramètres HRV, les résultats significatifs concernent les paramètres HF (n.u.) (4 fois sur 10 tests ; trois fois HF (n.u.) ECG Echauffement, une fois HF (n.u.) CFM Galop) et LF/HF (4 fois sur 10 tests ; trois fois LF/HF ECG Echauffement, une fois LF/HF CFM Galop), SDRR ECG Galop et RMSSD ECG Galop. À nouveau, ce sont principalement des valeurs issues de l'ECG qui ressortent corrélées (8 fois sur 10 tests).

Les paramètres échographiques choisis étaient ceux qui sont influencés par l'entraînement et nos résultats montrent une certaine relation entre les mesures de taille du muscle cardiaque et des paramètres HRV. En effet MWT représente l'épaisseur moyenne du muscle cardiaque du ventricule gauche, RWT l'épaisseur relative du muscle cardiaque du ventricule gauche par

rapport au diamètre interne et LV mass est une approximation de la masse musculaire du ventricule gauche. Un cœur hypertrophié, dans le sens d'un cœur athlète, aura un MWT, RWT et LV mass augmentés. De même, un cœur athlète a une plus grande capacité de contraction et de ce fait un SV augmenté (partie I, III.A.6). Mais il a aussi une plus grande réserve de contraction et donc un LVIDs plus grand pour le même volume éjecté.

Concernant les paramètres HRV, les paramètres qui montrent le plus de relations significatives avec les paramètres échographiques sont RMSSD et HF (n.u.), qui sont deux des mesures du système parasympathique.

Nos résultats sont donc en faveur d'une relation entre les paramètres échographiques modifiés par un cœur athlète et les paramètres HRV qui reflètent l'influence du système parasympathique et sont aussi en faveur de l'hypothèse que l'entraînement, la taille du cœur et l'influence du système parasympathique vont de pair.

Tableau 11 : Principaux résultats de régression simple linéaire des paramètres de variabilité cardiaque et d'échocardiographie

A. Préeffort (9 tests)

Variable échographique	Variable HRV	R ²
LVIDs préeffort	RMSSD ECG Galop	0,49
LVIDs préeffort	SDRR ECG Galop	0,46
MWT préeffort	RMSSD ECG Galop	0,33
SV préeffort	RMSSD CFM Galop	0,33
SV préeffort	HF(n.u.) ECG Échauffement	0,28
MWT préeffort	SDRR ECG Galop	0,27
LVIDs préeffort	HF(n.u.) ECG Échauffement	0,26
LVmass préeffort	RMSSD ECG Échauffement	0,25
LVmass préeffort	HF(n.u.) ECG Échauffement	0,25

B. Posteffort (10 tests)

Variable échographique	Variable HRV	R ²
LVIDs posteffort	HF(n.u.) ECG Échauffement	0,50
LVmass posteffort	LF/HF CFM Galop	0,43
LVIDd posteffort	HF(n.u.) ECG Échauffement	0,37
LVIDs posteffort	SDRR ECG Galop	0,36
LVIDd posteffort	LF/HF ECG Échauffement	0,34
LVIDs posteffort	RMSSD ECG Galop	0,33
RWT posteffort	HF(n.u.) ECG Échauffement	0,30
LVIDs posteffort	LF/HF ECG Echauffement	0,27
LVmass posteffort	HF (n.u.) CFM Galop	0,26
RWT posteffort	LF/HF ECG Échauffement	0,25

III. Discussion

A. Protocole expérimental

1. Nombre d'animaux

La comparaison statistique des données s'est effectuée sur 23 chevaux à l'échauffement et 14 au galop, à partir d'un échantillon de 36 chevaux. Bien que cette perte d'enregistrements exploitables soit substantielle, aucune autre étude comparative n'avait été jusque-là effectuée sur autant d'animaux : Evans & Rose (1986) comparaient les résultats sur quatre chevaux, Sloet van Oldruitenborgh-Oosterbaan *et al.* (1988) sur un cheval, Parker *et al.* (2009) sur 6 chevaux et Ille *et al.* (2014) sur 14 chevaux (Tableau 2, Partie I, III.C.1.).

Concernant l'association linéaire entre les paramètres de variabilité cardiaque et échocardiographiques, l'étude portait sur 26 animaux. Ce nombre ne permet pas d'obtenir une forte puissance statistique, mais l'objectif de cette analyse de régression linéaire était avant tout de dégager une tendance ou une association brute pour de possibles travaux futurs.

2. Caractéristiques de l'échantillon

Chaque animal a été intégré à l'étude sur la base du volontariat de son propriétaire. C'est un mode de recrutement non aléatoire, mais qui n'a aucune influence sur l'analyse comparative des individus, la comparaison se faisant pour un même animal. Pour l'analyse de régression linéaire, nous supposons que la distribution au sein de l'échantillon est représentative de la population de chevaux de race arabe et destinés à une carrière d'endurance.

L'échantillon comporte 24% de chevaux de quatre ans, 45% de chevaux de cinq ans et 31% de chevaux de six ans. Les chevaux de cinq ans sont presque deux fois plus représentés que les autres groupes d'âge. Encore une fois, la recherche d'association linéaire entre les paramètres HRV et échocardiographiques est une recherche d'association brute et cette étude ne vise pas à étudier l'influence de l'âge sur ces paramètres.

La population de notre échantillon reste néanmoins relativement homogène, avec un ensemble de jeunes chevaux d'endurance (quatre à six ans) de race similaire (un parent au moins de race arabe) et tous en période d'entraînement.

Quatre animaux reviennent d'une année à l'autre concernant la comparaison entre CFM et ECG. Cette comparaison reposant sur l'observation d'un animal à un moment donné, la redondance de ces quatre animaux a été traitée comme des événements indépendants.

Deux animaux reviennent d'une année à l'autre concernant la régression linéaire entre les paramètres HRV et échocardiographiques, ils ont été traités comme des événements indépendants également. Une année s'étant écoulée entre les deux mesures, il a été considéré que le fonctionnement du cœur avait été modifié par l'entraînement.

3. Acquisition des données

a. Choix des paramètres étudiés

Les paramètres de variabilité cardiaque étudiés pour la concordance étaient RR, HR, RMSSD, SDRR, SD1, SD2, LH, HF et LF/HF.

Les paramètres temporels (RR, HR, SDRR et RMSSD) et fréquentiels (LF, HF et LF/HF) ont été étudiés car ce sont les plus utilisés dans les études réalisées (Partie I, III.B.2.) et pour vérifier si les résultats sont en accord avec les études de concordance déjà réalisées (Partie I, III.B.1.).

Les paramètres non linéaires ont été employés afin d'étudier la concordance de leur mesure à l'effort, ce qui n'a jamais été réalisé jusque-là.

Les paramètres utilisés dans la corrélation entre HRV et échocardiographie étaient SDRR, RMSSD, HF (n.u.) et LF/HF pour les paramètres HRV et SV, LVIDd, LVIDs, MWT, RWT, LVmass avant et après effort pour les paramètres échocardiographiques.

Les paramètres HRV ont été choisis afin d'avoir une vue globale sur la balance vago-sympathique (SDRR et LF/HF) et également mettre l'accent sur le système parasympathique (RMSSD et HF), qui selon la littérature renforce son influence avec l'entraînement (Kinnunen *et al.*, 2006 ; Kuwahara *et al.*, 1999 ; Ohmura *et al.*, 2002). Comme expliqué plus haut (Partie I, III.B.2.), les seuils qui définissent les fréquences pour les paramètres fréquentiels (LF et HF) utilisés dans notre étude ne prennent pas en compte la respiration de l'animal. Ce choix n'a pas d'importance pour l'analyse de concordance qui s'intéresse aux outils de mesure, mais il aurait pu modifier les résultats des régressions linéaires avec les paramètres échocardiographiques. En effet, on peut supposer que les valeurs de HF sont plus faibles que ce qu'elles devraient être après prise en compte de la respiration et cela pourrait diminuer la relation avec certains paramètres échocardiographiques.

Les paramètres échocardiographiques retenus sont ceux qui semblent les plus influencés par l'entraînement d'après les études de Hervé (2015) et Maso (2015) concernant les chevaux de type arabe et d'autres données établies pour des races différentes. Ils nous paraissent donc les plus adéquats pour étudier une possible relation entre le système parasympathique (influencé par l'entraînement) et la taille du cœur (influencée également par l'entraînement).

b. Synchronisation des mesures de l'activité cardiaque

Afin de réaliser une étude de concordance entre les données CFM et ECG, celles-ci ont été synchronisées à la main, en retrouvant un pic commun aux deux enregistrements sur le fichier corrigé. De ce fait, les périodes analysées sont visuellement semblables et il y a de fortes chances qu'elles soient concordantes. En raison de ce biais de mesure qui a tendance à surestimer la concordance des séries de mesure, en cas de non concordance, il y a des chances que celles-ci soient réellement non concordantes. De ce fait, les résultats de notre étude qui se sont avérés « non concordants » le sont vraisemblablement, par contre il y a une petite chance que nos résultats qui se sont montrés « concordants » soient surestimés. Cependant, l'ensemble des résultats de notre thèse n'est pas affecté par ce biais, car nous concluons dans l'ensemble à une mauvaise concordance entre les deux moyens d'enregistrement.

Afin de pouvoir analyser correctement la concordance, il aurait fallu noter l'heure de départ de chaque enregistrement ou les démarrer en même temps, afin d'avoir un marqueur de synchronisation.

4. Traitement des données

Les données du CFM ont été largement retravaillées afin de supprimer les différents artefacts possibles. On peut supposer que cela a réduit une partie de la variabilité cardiaque, par exemple en remplaçant une valeur erratique par une valeur moyenne ou une fraction de cette valeur erratique. Ces corrections affectent notamment les paramètres SDRR, RMSSD, LF et HF calculés à l'aide du CFM, qui prennent en compte les petites différences entre deux intervalles successifs.

Afin d'étudier la concordance des séries de mesure, le graphique de Bland et Altman a été utilisé, en combinaison avec le coefficient de Lin. Dans les études de concordance disponibles dans la littérature (Ille *et al.*, 2014 ; Parker *et al.*, 2009), les méthodes employées utilisaient le coefficient de corrélation de Pearson ou les tests T appariés. Ces études s'apparentaient donc plus à des études de corrélation qu'à des études de concordance car les tests utilisés ont avant tout pour objectif d'évaluer une corrélation, non pas une concordance. Le coefficient de corrélation de Pearson quantifie la relation linéaire qui existe entre deux séries de mesure. En plus d'évaluer ce paramètre, le coefficient de concordance de Lin utilisé dans notre étude évalue également l'écart systématique entre les deux séries de mesures, ce qui représente l'exactitude de la concordance. C'est pourquoi il est à préférer au coefficient de Pearson dans l'évaluation d'une concordance de séries de mesure (Lin, 1989).

B. Résultats obtenus

1. Étude de la concordance des séries de mesure

a. Choix des valeurs seuils pour le graphique de Bland et Altman

Les valeurs seuils fixées pour l'analyse de Bland et Altman, de 5% pour le premier critère de concordance et de 20% pour le second, sont relativement faibles. Cette faible différence est cliniquement acceptable pour les valeurs de RR et HR qui se doivent d'être très proches lorsqu'elles sont prises au même moment sur un même animal par les deux appareils de mesure (CFM et ECG). On manque cependant de recul quant à la pertinence de cette différence pour les autres paramètres de variabilité cardiaque.

b. Bilan

Les paramètres RR et HR sont les deux seuls paramètres qui semblent concordants à l'échauffement comme au galop, l'utilisation du CFM ou de l'ECG n'importe pas pour l'étude de ces paramètres. Ce sont cependant des paramètres qui ne permettent d'apprécier la HRV que de façon très rudimentaire.

Pour des paramètres plus spécifiques de la HRV, les paramètres LF et HF en unités normalisées sont les paramètres qui ont le plus de concordance. Celle-ci diminue avec l'augmentation de l'effort et de la fréquence cardiaque et très certainement avec l'apparition de plus d'artefacts de mouvement. Il convient donc d'être prudent dans le choix de l'appareil de mesure dans le cadre d'une étude fréquentielle des paramètres HRV, surtout à des fréquences cardiaques « non-repos ».

Pour tous les autres paramètres, la concordance des séries de mesure n'est pas respectée pour des fréquences cardiaques « non-repos », les mesures faites par le CFM et l'ECG ne donnent pas les mêmes résultats.

Ces différences peuvent s'expliquer par le fait que l'enregistrement CFM comporte des artefacts répertoriés (Marchant-Forde *et al.*, 2004 ; von Borell *et al.*, 2007) qui ont été corrigés, ce qui réduit la variabilité de l'enregistrement. Les valeurs réelles n'ont pas été enregistrées et ont été recréées à partir de calculs de moyenne ou des divisions de valeurs artéfactuelles, ce qui linéarise l'enregistrement au lieu de conserver toute sa variabilité.

Ces résultats concordent avec les résultats déjà publiés. Ils sont en accord avec ceux de Evans et Rose (1986) et Sloet van Oldruitenborgh-Oosterbaan *et al.* (1988), qui ne comparaient que les paramètres RR et HR à l'effort et qui ont montré une bonne concordance. Concernant les études plus récentes, là encore notre étude est en accord avec les résultats obtenus. En effet, Parker *et al.* (2009) montraient une diminution de la concordance des paramètres temporels et

fréquentiels avec l'effort, même après correction du CFM, tandis que Ille *et al.* (2014) ont montré une concordance sur les paramètres temporels de la variabilité cardiaque (RR, HR, SDRR, RMSSD) uniquement au repos.

Ainsi, avant de pouvoir comparer les différentes études publiées, il est important de regarder le type de moniteur d'enregistrement de l'activité cardiaque utilisé. Pour le futur, il serait bon de standardiser l'appareil de mesure de l'activité cardiaque en plus de la durée d'analyse et des limites des valeurs de LF et HF, comme recommandé par von Borell *et al.* (2007).

2. Étude de la régression entre paramètres HRV et échocardiographiques

Dans l'ensemble, les valeurs de R^2 de nos analyses de régression restent modérées (quatre valeurs au-dessus de 0,40), mais notre étude est une des premières à analyser l'existence d'une relation entre mesures échocardiographiques et paramètres HRV et elle visait à souligner une corrélation brute existante entre ces différents paramètres.

Notre étude a permis de mettre en évidence des relations entre certaines mesures échocardiographiques et certains paramètres de la HRV. Il est particulièrement intéressant de noter que ces relations existent entre les paramètres HRV les plus représentatifs de l'influence parasympathique et les paramètres dimensionnels du cœur modifié par le cœur athlète. Ce résultat permet d'argumenter en faveur de l'hypothèse qu'un cœur plus grand, suite à l'hypertrophie cardiaque engendrée par l'entraînement (Buhl *et al.*, 2005 ; Buhl et Ersbøll, 2012 ; Hervé, 2015 ; Young, 1999), est plus soumis à l'influence du système parasympathique, également renforcé par l'entraînement (Kinnunen *et al.*, 2006 ; Kuwahara *et al.*, 1999 ; Ohmura *et al.*, 2002).

Mais ce sont des résultats préliminaires qui demandent à être vérifiés par des études plus complexes prenant en considération aussi d'autres variables explicatives, comme par exemple l'âge ou le genre qui ont déjà montré une certaine influence sur les dimensions cardiaques (Buhl *et al.*, 2005 ; Buhl et Ersbøll, 2012 ; Maso, 2015).

Une autre faiblesse de l'étude est le manque de données HRV au repos. En effet, les paramètres HRV calculés le sont à l'échauffement et au galop. Le système sympathique est donc naturellement activé soutenant ainsi l'effort du cheval. Ces valeurs HRV au repos auraient été intéressantes à comparer avec les mesures échocardiographiques préeffort, afin de voir si la corrélation est aussi visible au repos, voire même plus importante au repos, à un moment où le système parasympathique a une plus grande influence. Néanmoins, les valeurs à l'échauffement correspondent à un pas ou un petit trot et ne sont pas si éloignées d'une valeur de repos. En effet, les chevaux de notre étude avaient une fréquence cardiaque moyenne de 56 bpm à l'échauffement.

Egalement, il a été montré que pour les chevaux, un changement apparaît dans la régulation cardiaque aux alentours de 120-130 bpm (Physick-Sheard *et al.*, 2000), notamment pour le paramètre HF, avec un retrait quasi-complet de l'activité parasympathique au-delà de ces valeurs. La fréquence cardiaque moyenne pour notre échantillon est de 129 bpm au galop. Cette valeur est très proche de la limite du changement mentionné et il est possible que la corrélation ait été affectée par ce changement. C'est pourquoi il aurait été intéressant à nouveau d'avoir les valeurs de variabilité cardiaque au repos en plus de les avoir à l'effort, ainsi qu'à des fréquences cardiaques plus élevées (>150-180 bpm).

C. Perspectives possibles

1. Utilisation des différents outils d'étude de l'activité cardiaque

L'analyse de la concordance des séries de mesure entre le CFM et l'ECG a démontré une concordance uniquement pour les paramètres RR et HR à l'effort. Les autres paramètres ne sont pas concordants, il faut donc faire attention à quel type d'appareil est utilisé pour interpréter les résultats. Le CFM semble engendrer plus d'erreurs de mesure et l'ECG reste la méthode la plus fiable pour l'étude de l'activité électrique et de la variabilité cardiaque.

Cependant, une étude où les deux enregistrements sont synchronisés à l'avance avec un repère sur les enregistrements afin de savoir quand est démarré l'autre permettrait de confirmer ou d'infirmer ces résultats, même si le fait de synchroniser *a posteriori* tendrait à augmenter la concordance entre les séries de mesure.

De par son utilisation pratique et facile, le CFM reste tout de même intéressant dans des études où de nombreuses valeurs sont calculées, ou lorsqu'il n'est pas utile d'avoir des paramètres poussés de variabilité cardiaque. Son usage peut donc être justifié par le protocole de l'étude. Une évolution de cet outil de mesure pourrait être envisagée, afin d'améliorer ses performances à l'effort et réduire le nombre d'erreurs enregistrées.

L'interprétation croisée des résultats obtenus dans les différentes études déjà publiées à ce jour devra également être effectuée avec précautions, car la méthode d'acquisition des paramètres HRV n'est pas encore standardisée, avec des variations dans la durée de l'analyse, les limites des valeurs de basses et hautes fréquences et dans le moniteur de l'activité cardiaque utilisé.

Vu que ces deux méthodes ne sont pas comparables, il faudra envisager des travaux visant à établir des valeurs de référence pour les deux méthodes.

2. Relations entre HRV et échocardiographie

D'après notre étude, il semble qu'il existe une relation brute entre les paramètres HRV liés à l'activité parasympathique et les paramètres échographiques représentant les dimensions du cœur, modifiés par le caractère athlétique de l'animal. Afin de confirmer ces résultats il serait intéressant de réaliser une étude plus poussée, avec des valeurs HRV à la fois au repos et à l'effort et de prendre en considération d'autres facteurs pouvant influencer les dimensions du cœur (âge ou genre par exemple), afin de déterminer s'il s'agit d'une simple association ou s'il existe une relation de cause à effet. Il serait également intéressant d'obtenir des valeurs HRV au-dessus et en-dessous de la limite mentionnée par Physick-Sheard *et al.* (2000), afin d'analyser si les résultats sont différents à des fréquences cardiaques différentes.

Cette relation entre système parasympathique et dimensions cardiaques n'est fondamentalement pas étonnante, puisqu'il a été démontré que l'entraînement provoque une augmentation de la taille du cœur, appelé cœur d'athlète (Buhl *et al.*, 2005 ; Buhl et Ersbøll, 2012 ; Hervé, 2015 ; Young, 1999) et que l'entraînement renforce également l'activité parasympathique (Kinnunen *et al.*, 2006 ; Kuwahara *et al.*, 1999 ; Ohmura *et al.*, 2002).

CONCLUSION

Les différents outils disponibles pour le monitoring de l'activité cardiaque sont variés, utilisent différents procédés d'analyse des données brutes et la fiabilité des différents appareils n'a pas été démontrée chez le cheval. L'interchangeabilité de ces outils n'est pas clairement établie et l'extrapolation de résultats obtenus à partir d'une étude n'est pas évidente tant que le matériel utilisé peut faire varier ces résultats. C'est pourquoi cette étude avait pour objectif de mettre en évidence les relations entre les trois outils de mesure de l'activité cardiaque.

Quelques études avaient déjà été réalisées sur la concordance entre les données de variabilité cardiaque issues du cardio-fréquence-mètre et de l'électrocardiogramme, mais aucune n'avait été réalisée avec des enregistrements à l'effort. Par ailleurs, aucune étude n'avait été réalisée afin de mettre en corrélation les données de variabilité cardiaque avec les données d'échocardiographie.

Une concordance à l'effort entre les paramètres HRV n'a été trouvée que pour les paramètres RR et HR de la variabilité cardiaque, à partir de l'enregistrement CFM et ECG simultané de 54 chevaux différents, avec une différence moyenne inférieure à 25 ms et 2,5 bpm à l'échauffement et 12,5 ms et 7 bpm au galop respectivement. Ces paramètres sont cependant les paramètres les moins spécifiques de la variabilité cardiaque. Les autres paramètres HRV étudiés (SDRR, RMSSD, SD1, SD2, LF, HF) ne concordaient pas à l'échauffement et au galop. Ces résultats diffèrent des enregistrements au repos, pour lesquels la littérature évoque une concordance satisfaisante. Nous ne disposons malheureusement pas des valeurs de repos dans notre étude.

Au final, il convient d'interpréter avec précaution les données de variabilité cardiaque : celles-ci ne donnent pas les mêmes résultats si elles sont obtenues à partir d'un cardio-fréquence-mètre ou d'un électrocardiogramme. Bien que le cardio-fréquence-mètre soit plus simple d'utilisation et justifié dans certains protocoles complexes, l'utilisation de l'ECG est à préférer si l'étude de la variabilité cardiaque est centrale dans le travail effectué. Les résultats obtenus devraient être interprétés en considérant des valeurs de référence spécifiques à chaque méthode d'enregistrement.

Les multiples régressions linéaires simples effectuées entre les paramètres HRV et les mesures échocardiographiques montrent une relation entre les dimensions cardiaques modifiées par l'entraînement et les paramètres HRV mesurant l'activité parasympathique

Concernant la régression entre les paramètres HRV et échocardiographiques, aucune donnée n'était disponible au repos pour la variabilité cardiaque, il pourrait donc être intéressant dans le futur d'approfondir ce travail par une étude au repos et à l'effort, en insistant sur les relations entre les dimensions échocardiographiques et le système parasympathique.

BIBLIOGRAPHIE

- AL-HAIDAR A., FARNIR F., DELEUZE S., SANDERSEN CF., LEROUX AA., BORDE L. *et al.* Effect of breed, sex, age and body weight on echocardiographic measurements in the equine species. *Res. Vet. Sci.*. 2013a, **95**, 255-260.
- AL-HAIDAR A., LEROUX A., BORDE L., DELEUZE S., CERRI S., SANDERSEN C. *et al.* Relationship Between Echocardiographic Measurements and Body Size in Horses. *J. Equine Vet. Sci.*. 2013b, **33**, 107-114.
- BAKOS Z., VÖRÖS K., JÄRVINEN T., REICZIGEL J. Two-dimensional and M-mode echocardiographic measurements of cardiac dimensions in healthy standardbred trotters. *Acta Vet. Hung.*. 2002, **50**, 273-282.
- BECKER-BIRCK M., SCHMIDT A., LASARZIK J., AURICH J., MÖSTL E., AURICH C. Cortisol release and heart rate variability in sport horses participating in equestrian competitions. *J. Vet. Behav. Clin. Appl. Res.*. 2013a, **8**, 87-94.
- BECKER-BIRCK M., SCHMIDT A., WULF M., AURICH J., VON DER WENSE A., MÖSTL E. *et al.* Cortisol release, heart rate and heart rate variability, and superficial body temperature, in horses lunged either with hyperflexion of the neck or with an extended head and neck position. *J. Anim. Physiol. Anim. Nutr.*. 2013b, **97**, 322-330.
- BLAND JM., ALTMAN DG. Measuring agreement in method comparison studies. *Stat. Methods Med. Res.*. 1999, **8**, 135-160.
- BOREL C. L'examen Holter chez le cheval : établissement d'un protocole d'enregistrement et grands principes de lecture. Thèse Doct. Vet. Lyon. 2008, 133 p.
- BUHL R., ERSBØLL AK. Echocardiographic evaluation of changes in left ventricular size and valvular regurgitation associated with physical training during and after maturity in Standardbred trotters. *J. Am. Vet. Med. Assoc.*. 2012, **240**, 205-212.
- BUHL R., ERSBØLL AK., ERIKSEN L. Low-Intensity Race Training Does Not Induce Left Ventricular Hypertrophy in 2-Year-Old Standardbred Trotters.. *J. Equine Vet. Sci.*. 2004, 295-300.
- BUHL R., ERSBØLL AK., ERIKSEN L., KOCH J. Changes over time in echocardiographic measurements in young Standardbred racehorses undergoing training and racing and association with racing performance. *J. Am. Vet. Med. Assoc.*. 2005, **226**, 1881-1887.
- COTTIN F., BARREY E., LOPES P., BILLAT V. Effect of repeated exercise and recovery on heart rate variability in elite trotting horses during high intensity interval training. *Equine Vet. J. Suppl.*. 2006, 204-209.
- COTTIN F., MÉDIGUE C., LOPES P., PETIT E., PAPELIER Y., BILLAT VL. Effect of exercise intensity and repetition on heart rate variability during training in elite trotting horse. *Int. J. Sports Med.*. 2005, **26**, 859-867.
- DURANDO MM. Cardiovascular examination and diagnostic techniques, *in: Robinson, N.E., Sprayberry, K.A. (Éd.), Current Therapy in Equine Medicine.* 2003,. Elsevier Health Sciences, p. 572-585.
- EVANS DL., ROSE RJ. Method of investigation of the accuracy of four digitally-displaying heart rate meters suitable for use in the exercising horse. *Equine Vet. J.*. 1986, **18**, 129-132.

- FRAIPONT A., VAN ERCK E., RAMERY E., RICHARD E., DENOIX J-M., LEKEUX P. *et al.* Subclinical diseases underlying poor performance in endurance horses: diagnostic methods and predictive tests. *Vet. Rec.*. 2011, **169**, 154.
- GEHRKE EK., BALDWIN A., SCHILTZ PM. Heart Rate Variability in Horses Engaged in Equine-Assisted Activities. *J. Equine Vet. Sci.*. 2011, **31**, 78-84.
- GOACHET AG., JULLIAND V. Implementation of field cardio-respiratory measurements to assess energy expenditure in Arabian endurance horses. *Anim. Int. J. Anim. Biosci.*. 2015, **9**, 787-792.
- HADA T., OHMURA H., MUKAI K., ETO D., TAKAHASHI T., HIRAGA A. Utilisation of the time constant calculated from heart rate recovery after exercise for evaluation of autonomic activity in horses. *Equine Vet. J. Suppl.*. 2006, 141-145.
- HERVÉ G. Effets combinés de l'âge et du niveau d'entraînement sur les paramètres d'échographie cardiaque en mode bidimensionnel chez les chevaux d'endurance de 4 à 6 ans. Thèse Doct. Vet. Alfort. 2015, 106 p.
- HOULE MS., BILLMAN GE. Low-frequency component of the heart rate variability spectrum: a poor marker of sympathetic activity. *Am. J. Physiol.*. 1999, **276**, H215-223.
- ILLE N., ERBER R., AURICH C., AURICH J. Comparison of heart rate and heart rate variability obtained by heart rate monitors and simultaneously recorded electrocardiogram signals in non-exercising horses. *J. Vet. Behav. Clin. Appl. Res.*. 2014, **9**, 341-346.
- KATO T., OHMURA H., HIRAGA A., WADA S., KUWAHARA M., TSUBONE H. Changes in heart rate variability in horses during immersion in warm springwater. *Am. J. Vet. Res.*. 2003, **64**, 1482-1485.
- KINNUNEN S., LAUKKANEN R., HALDI J., HANNINEN O., ATALAY M. Heart rate variability in trotters during different training periods. *Equine Vet. J. Suppl.*. 2006, 214-217.
- KRIZ NG., HODGSON DR., ROSE RJ. Changes in cardiac dimensions and indices of cardiac function during deconditioning in horses. *Am. J. Vet. Res.*. 2000, **61**, 1553-1560.
- KUWAHARA M., HASHIMOTO S., ISHII K., YAGI Y., HADA T., HIRAGA A. *et al.* Assessment of autonomic nervous function by power spectral analysis of heart rate variability in the horse. *J. Auton. Nerv. Syst.*. 1996, **60**, 43-48.
- KUWAHARA M., HIRAGA A., KAI M., TSUBONE H., SUGANO S. Influence of training on autonomic nervous function in horses: evaluation by power spectral analysis of heart rate variability. *Equine Vet. J. Suppl.*. 1999, 178-180.
- LIN LI. A concordance correlation coefficient to evaluate reproducibility. *Biometrics*. 1989, **45**, 255-268.
- MARCHANT-FORDE RM., MARLIN DJ., MARCHANT-FORDE JN. Validation of a cardiac monitor for measuring heart rate variability in adult female pigs: accuracy, artefacts and editing. *Physiol. Behav.*. 2004, **80**, 449-458.
- MARR CM., BOWEN IM. Preface, *in: Bowen, C.M.M.M. (Éd.), Cardiology of the Horse (Second Edition)*. 2010,. W.B. Saunders, Edinburgh, p. xix.

- MARR CM., PATTESON M. Chapter 9 - Echocardiography, *in: Bowen, C.M.M.M. (Éd.), Cardiology of the Horse (Second Edition)*. 2010,. W.B. Saunders, Edinburgh, p. 105-126.
- MASO D. Variabilité des paramètres d'échographie cardiaque en mode bidimensionnel et temps-mouvement chez le jeune cheval d'endurance : contribution à l'établissement de valeurs de référence. Thèse Doct. Vet. Alfort. 2015, 182 p.
- MCCONACHIE E., BARTON MH., RAPOPORT G., GIGUÈRE S. Doppler and volumetric echocardiographic methods for cardiac output measurement in standing adult horses. *J. Vet. Intern. Med.*. 2013, **27**, 324–330.
- MUNSTERS CCBM., DE GOOIJER J-W., VAN DEN BROEK J., VAN OLDRUITENBORGH-OOSTERBAAN MMS. Heart rate, heart rate variability and behaviour of horses during air transport. *Vet. Rec.*. 2013a, **172**, 15.
- MUNSTERS CCBM., VISSER EK., VAN DEN BROEK J., SLOET VAN OLDRUITENBORGH-OOSTERBAAN MM. Physiological and behavioral responses of horses during police training. *Anim. Int. J. Anim. Biosci.*. 2013b, **7**, 822-827.
- NORMAN SE., EAGER RA., WARAN NK., JEFFERY L., SCHROTER RC., MARLIN DJ. Recording of ECG signals on a portable MiniDisc recorder for time and frequency domain heart rate variability analysis. *Physiol. Behav.*. 2005, **83**, 729-738.
- OEL C., GERHARDS H., GEHLEN H. Effect of retrobulbar nerve block on heart rate variability during enucleation in horses under general anesthesia. *Vet. Ophthalmol.*. 2014, **17**, 170-174.
- OHMURA H., BOSCAN PL., SOLANO AM., STANLEY SD., JONES JH. Changes in heart rate, heart rate variability, and atrioventricular block during withholding of food in Thoroughbreds. *Am. J. Vet. Res.*. 2012a, **73**, 508-514.
- OHMURA H., HIRAGA A., AIDA H., KUWAHARA M., TSUBONE H. Effects of initial handling and training on autonomic nervous function in young Thoroughbreds. *Am. J. Vet. Res.*. 2002, **63**, 1488-1491.
- OHMURA H., HOBOS S., HIRAGA A., JONES JH. Changes in heart rate and heart rate variability during transportation of horses by road and air. *Am. J. Vet. Res.*. 2012b, **73**, 515-521.
- PALGRAVE K., KIDD JA. Introduction, *in: Kidd, J.A., Lu, K.G., Frazer, M.L. (Éd.), Atlas of Equine Ultrasonography*. 2014,. Blackwell Science, p. 1-23.
- PARKER M., GOODWIN D., EAGER RA., REDHEAD ES., MARLIN DJ. Comparison of Polar® heart rate interval data with simultaneously recorded ECG signals in horses. *Comp. Exerc. Physiol.*. 2009, **6**, 137–142.
- PARTIK BL., STADLER A., SCHAMP S., KOLLER A., VORACEK M., HEINZ G. *et al.* 3D versus 2D ultrasound: accuracy of volume measurement in human cadaver kidneys. *Invest. Radiol.*. 2002, **37**, 489-495.
- PASING S., VON LEWINSKI M., WULF M., ERBER R., AURICH C. Influence of semen collection on salivary cortisol release, heart rate, and heart rate variability in stallions. *Theriogenology*. 2013, **80**, 256-261.
- PHYSICK-SHEARD PW., MARLIN DJ., THORNHILL R., SCHROTER RC. Frequency domain analysis of heart rate variability in horses at rest and during exercise. *Equine Vet. J.*. 2000, **32**, 253-262.

- PIELER D., PEINHOPF W., BECHER AC., AURICH JE., ROSE-MEIERHÖFER S., ERBER R. *et al.* Physiological and behavioral stress parameters in calves in response to partial scrotal resection, orchidectomy, and Burdizzo castration. *J. Dairy Sci.* 2013, **96**, 6378-6389.
- REEF VB., BONAGURA J., BUHL R., MCGURRIN MKJ., SCHWARZWALD CC., VAN LOON G. *et al.* Recommendations for management of equine athletes with cardiovascular abnormalities. *J. Vet. Intern. Med. Am. Coll. Vet. Intern. Med.* 2014, **28**, 749-761.
- RIETMANN TR., STAUFFACHER M., BERNASCONI P., AUER JA., WEISHAUPT MA. The association between heart rate, heart rate variability, endocrine and behavioural pain measures in horses suffering from laminitis. *J. Vet. Med. A Physiol. Pathol. Clin. Med.* 2004a, **51**, 218-225.
- RIETMANN TR., STUART AEA., BERNASCONI P., STAUFFACHER M., AUER JA., WEISHAUPT MA. Assessment of mental stress in warmblood horses: heart rate variability in comparison to heart rate and selected behavioural parameters. *Appl. Anim. Behav. Sci.* 2004b, **88**, 121-136.
- ROVIRA S., MUÑOZ A. Two-dimensional- and M-mode echocardiographic measurements and indices of cardiac function in Spanish colts and fillies of different age. *J. Vet. Med. Sci. Jpn. Soc. Vet. Sci.* 2009, **71**, 957-964.
- SCHMIDT A., AURICH J., MÖSTL E., MÜLLER J., AURICH C. Changes in cortisol release and heart rate and heart rate variability during the initial training of 3-year-old sport horses. *Horm. Behav.* 2010a, **58**, 628-636.
- SCHMIDT A., BIAU S., MÖSTL E., BECKER-BIRCK M., MORILLON B., AURICH J. *et al.* Changes in cortisol release and heart rate variability in sport horses during long-distance road transport. *Domest. Anim. Endocrinol.* 2010b, **38**, 179-189.
- SCHMIDT A., HÖDL S., MÖSTL E., AURICH J., MÜLLER J., AURICH C. Cortisol release, heart rate, and heart rate variability in transport-naive horses during repeated road transport. *Domest. Anim. Endocrinol.* 2010c, **39**, 205-213.
- SCHMIDT A., MÖSTL E., WEHNERT C., AURICH J., MÜLLER J., AURICH C. Cortisol release and heart rate variability in horses during road transport. *Horm. Behav.* 2010d, **57**, 209-215.
- SCHWARZWALD CC. Ultrasonography of the heart, *in: Kidd, J.A., Lu, K.G., Frazer, M.L. (Éd.), Atlas of Equine Ultrasonography.* 2014,. Blackwell Science, p. 379-406.
- SLEEPER MM., DURANDO MM., HOLBROOK TC., PAYTON ME., BIRKS EK. Comparison of echocardiographic measurements in elite and nonelite Arabian endurance horses. *Am. J. Vet. Res.* 2014, **75**, 893-898.
- SLOET VAN OLDRUITENBORGH-OOSTERBAAN MM., VAN DEN HOVEN R., BREUKINK HJ. The accuracy of three different heart rate meters used for studies in the exercising horse. *Zentralblatt Für Veterinärmedizin Reihe A.* 1988, **35**, 665-672.
- SUNDRRA TM., HARRISON JL., LESTER GD., RAIDAL SL., PHILLIPS JK. The influence of spasmolytic agents on heart rate variability and gastrointestinal motility in normal horses. *Res. Vet. Sci.* 2012, **93**, 1426-1433.

- TARVAINEN MP., RANTA-AHO PO., KARJALAINEN PA. An advanced detrending method with application to HRV analysis. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*. 2002, **49**, 172-175.
- TASK FORCE OF THE EUROPEAN SOCIETY OF CARDIOLOGY THE NORTH AMERICAN SOCIETY OF PACING ELECTROPHYSIOLOGY. Heart Rate Variability Standards of Measurement, Physiological Interpretation, and Clinical Use. *Circulation*. 1996, **93**, 1043-1065.
- VAN LOON G., PATTESON M. Chapter 6 - Electrophysiology and arrhythmogenesis, *in: Bowen, C.M.M.M. (Éd.), Cardiology of the Horse (Second Edition)*. 2010,. W.B. Saunders, Edinburgh, p. 59-73.
- VISSER EK., VAN REENEN CG., VAN DER WERF JTN., SCHILDER MBH., KNAAP JH., BARNEVELD A. *et al.* Heart rate and heart rate variability during a novel object test and a handling test in young horses. *Physiol. Behav.*. 2002, **76**, 289-296.
- VON BORELL E., LANGBEIN J., DESPRÉS G., HANSEN S., LETERRIER C., MARCHANT-FORDE J. *et al.* Heart rate variability as a measure of autonomic regulation of cardiac activity for assessing stress and welfare in farm animals - a review. *Physiol. Behav.*. 2007, **92**, 293-316.
- VON LEWINSKI M., BIAU S., ERBER R., ILLE N., AURICH J., FAURE J-M. *et al.* Cortisol release, heart rate and heart rate variability in the horse and its rider: different responses to training and performance. *Vet. J. Lond. Engl.* 1997. 2013, **197**, 229-232.
- VOSS B., MOHR E., KRZYWANEK H. Effects of aqua-treadmill exercise on selected blood parameters and on heart-rate variability of horses. *J. Vet. Med. A Physiol. Pathol. Clin. Med.*. 2002, **49**, 137-143.
- YERAGANI VK., RAO R., JAYARAMAN A., POHL R., BALON R., GLITZ D. Heart rate time series: decreased chaos after intravenous lactate and increased non-linearity after isoproterenol in normal subjects. *Psychiatry Res.*. 2002, **109**, 81-92.
- YOUNG LE. Cardiac responses to training in 2-year-old thoroughbreds: an echocardiographic study. *Equine Vet. J. Suppl.*. 1999, 195-198.
- YOUNG LE., ROGERS K., WOOD JLN. Left ventricular size and systolic function in Thoroughbred racehorses and their relationships to race performance. *J. Appl. Physiol. Bethesda Md 1985*. 2005, **99**, 1278-1285.
- YOUNG LE., ROGERS K., WOOD JLN. Heart murmurs and valvular regurgitation in thoroughbred racehorses: epidemiology and associations with athletic performance. *J. Vet. Intern. Med. Am. Coll. Vet. Intern. Med.*. 2008, **22**, 418-426.
- YOUNG LE., VAN LOON G. 32 - Diseases of the heart and vessels, *in: Geor, K.W.H.J.K.J. (Éd.), Equine Sports Medicine and Surgery (Second Edition)*. 2014,. W.B. Saunders, p. 695-743.
- ZUCCA E., FERRUCCI F., CROCI C., DI FABIO V., ZANINELLI M., FERRO E. Echocardiographic measurements of cardiac dimensions in normal Standardbred racehorses. *J. Vet. Cardiol. Off. J. Eur. Soc. Vet. Cardiol.*. 2008, **10**, 45-51.
- ZUCCA E., FERRUCCI F., DI FABIO V., CROCI C., FERRO E. The use of electrocardiographic recording with Holter monitoring during treadmill exercise to evaluate cardiac arrhythmias in racehorses. *Vet. Res. Commun.*. 2003, **27 Suppl 1**, 811-814.

ANNEXES

Annexe 1 : Valeurs individuelles à l'échauffement pour les paramètres temporels et non linéaires de la variabilité cardiaque.

Animal	Date	Lieu	Age	RR_ecg	RR_cfm	SDRR_ecg	SDRR_cfm	HR_ecg	HR_cfm	RMSSD_ecg	RMSSD_cfm	SD1_ecg	SD1_cfm	SD2_ecg	SD2_cfm
1	16/07/2013	Compiègne	4	753,81		24,93		79,75		21,95		15,54		31,68	
2	16/07/2013	Compiègne	4	753,39		30,47		80,09		15,67		11,10		41,67	
3	16/07/2013	Compiègne	5	1602,20		8,38		37,48		12,35		8,76		8,00	
4	16/07/2013	Compiègne	5	1468,00		66,63		41,43		58,36		41,37		84,76	
5	16/07/2013	Compiègne	6	1878,90		24,61		31,97		35,30		25,04		24,32	
6	16/07/2013	Compiègne	6	1367,50		55,12		44,43		48,48		34,37		68,62	
7	16/07/2013	Compiègne	6	2001,40		33,53		29,99		54,71		38,82		27,11	
8	16/07/2013	Compiègne	6	1631,80		41,47		36,85		41,72		29,58		50,78	
9	16/07/2013	Compiègne	6												
10	16/07/2013	Compiègne	5	789,80		26,98		76,33		13,06		9,25		36,98	
11	16/07/2013	Compiègne	5	1200,60		13,53		50,07		11,21		7,94		17,45	
12	16/07/2013	Compiègne	4												
13	20/09/2013	Landivisiau	6	836,94	840,83	35,70	30,39	72,55	72,04	16,83	16,02	11,92	11,35	49,02	40,68
14	20/09/2013	Landivisiau	5	1251,00		44,68		48,14		47,77		33,85		53,50	
15	20/09/2013	Landivisiau	5												
16	20/09/2013	Landivisiau	5	1200,60		44,90		50,35		38,09		26,99		57,61	
17	20/09/2013	Landivisiau	5	941,39	944,66	48,25	48,57	66,82	66,56	30,74	31,13	21,77	22,05	64,76	64,97
18	20/09/2013	Landivisiau	5	1566,30		71,08		38,78		67,97		48,19		88,52	
19	20/09/2013	Landivisiau	4												
20	20/09/2013	Landivisiau	4												
21	20/09/2013	Landivisiau	4												
22	30/09/2013	Aurabelle	6	1074,30	1069,50	49,54	55,12	57,70	58,02	35,52	47,60	25,16	33,73	65,51	66,43
23	30/09/2013	Aurabelle	6	1403,80	1520,80	43,56	60,66	43,11	39,87	40,01	71,11	28,36	50,41	54,24	69,11
24	30/09/2013	Aurabelle	6												
25	30/09/2013	Aurabelle	5	884,06	882,86	42,24	39,64	68,53	68,61	26,41	26,87	18,70	19,03	56,82	52,78

26	30/09/2013	Aurabelle	5	678,28	668,08	38,08	42,60	90,34	92,02	16,89	16,05	11,95	11,36	52,44	59,23
27	30/09/2013	Aurabelle	5	1568,40	1571,70	70,32	73,97	38,48	38,41	85,12	89,42	60,35	63,40	79,17	83,49
28	30/09/2013	Aurabelle	5												
29	30/09/2013	Aurabelle	4	1338,00	1337,10	48,65	47,33	45,24	45,26	39,10	36,20	27,71	25,66	62,94	61,50
30	30/09/2013	Aurabelle	4	1291,70	1310,00	66,12	54,01	47,56	46,80	45,91	48,29	32,53	34,23	87,81	68,40
31	30/09/2013	Aurabelle	4	883,53	883,50	28,68	28,68	68,14	68,14	18,43	16,20	13,05	11,48	38,20	38,58
32	05/06/2014	Corse	4												
33	05/06/2014	Corse	5	734,40	734,88	39,32	30,86	87,99	87,94	27,16	16,48	19,23	11,67	52,24	42,05
34	05/06/2014	Corse	5												
35	05/06/2014	Corse	6	1199,60	1300,30	54,14	35,53	51,67	46,56	41,47	21,92	29,38	15,54	70,83	47,51
36	05/06/2014	Corse	6												
37	05/06/2014	Corse	5	1592,60	1638,40	68,21	36,97	38,16	36,73	49,35	30,01	34,99	21,28	90,09	47,70
38	05/06/2014	Corse	5	928,77	905,04	67,04	53,84	69,02	70,32	40,52	32,36	28,70	22,92	90,40	72,60
39	27/07/2014	Landivisiau	4	1161,00	1089,00	71,51	72,18	54,04	60,43	68,60	65,16	48,60	46,16	88,42	91,21
40	27/07/2014	Landivisiau	4	1382,40	1386,50	76,56	71,35	44,32	44,20	69,35	66,80	49,16	47,34	96,75	89,12
41	27/07/2014	Landivisiau	5	1139,70	1146,20	39,00	35,25	53,80	53,46	29,34	27,35	20,78	19,38	50,92	45,97
42	27/07/2014	Landivisiau	6	1336,90	1336,10	62,59	58,37	45,10	45,12	87,42	79,48	61,96	56,33	62,31	59,42
43	27/07/2014	Landivisiau	6	1557,30	1558,60	43,17	41,36	38,67	38,63	58,52	55,40	41,49	39,28	44,76	42,87
44	27/07/2014	Landivisiau	5	1123,80	1118,80	43,91	39,96	53,81	54,02	40,14	30,34	28,44	21,49	55,19	52,37
45	27/07/2014	Landivisiau	5	751,85	751,33	35,63	31,10	84,03	84,04	27,49	18,04	19,47	12,77	46,46	42,14
46	27/07/2014	Landivisiau	5	1663,70	1663,00	37,12	36,55	36,14	36,15	36,82	35,22	26,11	24,97	45,56	44,74
47	27/07/2014	Landivisiau	5	1221,10		51,52		50,24		66,61		47,20		55,56	
48	27/07/2014	Landivisiau	6	1291,90	1286,50	48,50	43,24	47,22	47,46	41,51	37,20	29,41	26,36	62,13	55,26
49	09/07/2014	Compiègne	5	914,37		61,28		66,68		49,11		34,77		79,50	
50	09/07/2014	Compiègne	4	1937,70		57,21		31,14		72,33		51,31		62,86	
51	09/07/2014	Compiègne	6	893,17		79,95		68,83		99,48		70,45		88,11	
52	09/07/2014	Compiègne	5	1743,80		47,79		34,55		52,80		37,45		56,42	
53	09/07/2014	Compiègne	6	804,99		30,34		75,25		15,96		11,30		41,42	
54	09/07/2014	Compiègne	6	1521,30		9,75		39,45		12,74		9,03		10,44	

Annexe 2 : Valeurs individuelles à l'échauffement pour les paramètres fréquents de la variabilité cardiaque

Animal	Date	Lieu	Age	LF_ecg	LF_cfm	LF_nu_ecg	LF_nu_cfm	HF_ecg	HF_cfm	HF_nu_ecg	HF_nu_cfm	LF/HF_nu_ecg	LF/HF_nu_cfm
1	16/07/2013	Compiègne	4		107,91		22,07		380,76		77,878		0,2834
2	16/07/2013	Compiègne	4		667,23		66,684		333,33		33,314		2,0017
3	16/07/2013	Compiègne	5		5,1598		8,1683		58,008		91,832		0,088949
4	16/07/2013	Compiègne	5		3129,8		61,056		1996,3		38,944		1,5678
5	16/07/2013	Compiègne	6		90,051		15,055		508,09		84,945		0,17724
6	16/07/2013	Compiègne	6		1491,2		54,853		1227,3		45,147		1,215
7	16/07/2013	Compiègne	6		96,583		11,687		729,81		88,313		0,13234
8	16/07/2013	Compiègne	6		1367,6		57,752		1000,4		42,248		1,367
9	16/07/2013	Compiègne	6										
10	16/07/2013	Compiègne	5		558,26		54,922		458,12		45,07		1,2186
11	16/07/2013	Compiègne	5		91,772		50,883		88,589		49,117		1,0359
12	16/07/2013	Compiègne	4										
13	20/09/2013	Landivisiau	6	798,66	545,23	62,611	63,206	476,93	317,37	37,389	36,792	1,6746	1,7179
14	20/09/2013	Landivisiau	5		1428,6		62,215		867,65		37,785		1,6466
15	20/09/2013	Landivisiau	5										
16	20/09/2013	Landivisiau	5		655,38		46,971		739,91		53,029		0,88576
17	20/09/2013	Landivisiau	5	1340,6	1338,5	67,663	67,683	640,69	639,12	32,337	32,317	2,0925	2,0943
18	20/09/2013	Landivisiau	5		3456,2		57,529		2551,6		42,471		1,3545
19	20/09/2013	Landivisiau	4										
20	20/09/2013	Landivisiau	4										
21	20/09/2013	Landivisiau	4										
22	30/09/2013	Aurabelle	6	1184,7	1069	48,16	50,338	1275,2	1054,7	51,84	49,661	0,92902	1,0136
23	30/09/2013	Aurabelle	6	908,09	1170,8	52,596	29,427	818,44	2807,8	47,404	70,573	1,1095	0,41698
24	30/09/2013	Aurabelle	6										
25	30/09/2013	Aurabelle	5	1113,9	993,35	59,807	41,492	748,49	1400,7	40,187	58,507	1,4882	0,70918
26	30/09/2013	Aurabelle	5	1160,6	1173,6	79,481	78,505	299,6	321,31	20,518	21,494	3,8738	3,6524

27	30/09/2013	Aurabelle	5	2934,2	2551,7	49,83	42,078	2954,2	3512,4	50,17	57,922	0,99322	0,72647
28	30/09/2013	Aurabelle	5										
29	30/09/2013	Aurabelle	4	757,38	799,52	44,73	50,129	935,85	795,4	55,27	49,871	0,8093	1,0052
30	30/09/2013	Aurabelle	4	3198,3	1609,8	66,124	52,018	1638,5	1484,9	33,876	47,982	1,9519	1,0841
31	30/09/2013	Aurabelle	4	500,95	499,99	74,348	75,51	172,66	162,01	25,625	24,468	2,9013	3,0861
32	05/06/2014	Corse	4										
33	05/06/2014	Corse	5	559,76	570,67	54,825	61,787	461,14	352,89	45,166	38,208	1,2139	1,6171
34	05/06/2014	Corse	5										
35	05/06/2014	Corse	6	1326,2	1066,2	61,531	58,292	829,16	762,89	38,469	41,708	1,5995	1,3976
36	05/06/2014	Corse	6										
37	05/06/2014	Corse	5	4032,2	1315,3	73,279	55,584	1470,3	1051,1	26,721	44,416	2,7424	1,2514
38	05/06/2014	Corse	5	2321,9	1588,4	45,575	46,586	2772,6	1821,1	54,422	53,41	0,83743	0,87224
39	27/07/2014	Landivisiau	4	2159,3	2045,4	52,381	56,24	1963	1591,5	47,619	43,759	1,1	1,2852
40	27/07/2014	Landivisiau	4	2065,9	2047,7	42,91	52,312	2748,5	1866,7	57,09	47,688	0,75163	1,097
41	27/07/2014	Landivisiau	5	670,36	562,64	54,171	61,882	567,11	346,56	45,828	38,116	1,1821	1,6235
42	27/07/2014	Landivisiau	6	858,43	866,05	22,236	25,254	3002,1	2563,3	77,764	74,746	0,28595	0,33787
43	27/07/2014	Landivisiau	6	504,06	489,29	29,912	31,152	1181,1	1081,4	70,088	68,848	0,42677	0,45247
44	27/07/2014	Landivisiau	5	401,28	387,35	43,921	45,875	512,37	457	56,079	54,124	0,78319	0,84759
45	27/07/2014	Landivisiau	5	670,88	611,41	46,229	61,864	779,89	376,79	53,741	38,124	0,86022	1,6227
46	27/07/2014	Landivisiau	5	732,2	737	65,099	66,174	392,55	376,73	34,901	33,826	1,8652	1,9563
47	27/07/2014	Landivisiau	5	269,1		22,741		914,19		77,258		0,29435	
48	27/07/2014	Landivisiau	6	2176,4	1529,4	51,902	51,725	2016,9	1427,3	48,098	48,274	1,0791	1,0715
49	09/07/2014	Compiègne	5	1079		18,95		4614,7		81,044		0,23382	
50	09/07/2014	Compiègne	4	746,82		27,516		1967,3		72,484		0,37962	
51	09/07/2014	Compiègne	6	359,05		7,2822		4571,4		92,717		0,078542	
52	09/07/2014	Compiègne	5	588,17		43,772		755,55		56,228		0,77846	
53	09/07/2014	Compiègne	6	224,09		47,802		244,68		52,195		0,91582	
54	09/07/2014	Compiègne	6	22,576		3,3013		661,13		96,677		0,034147	

Annexe 3 : Valeurs individuelles au galop pour les paramètres temporels et non linéaires de la variabilité cardiaque

Animal	Date	Lieu	Age	RR_ecg	RR_cfm	SDRR_ecg	SDRR_cfm	HR_ecg	HR_cfm	RMSSD_ecg	RMSSD_cfm	SD1_ecg	SD1_cfm	SD2_ecg	SD2_cfm
1	16/07/2013	Compiègne	4		378,93		5,61		158,51		5,59		3,96		6,88
2	16/07/2013	Compiègne	4		717,62		38,25		84,07		32,85		23,26		48,84
3	16/07/2013	Compiègne	5		481,76		4,55		124,64		4,42		3,13		5,63
4	16/07/2013	Compiègne	5		435,50		4,61		137,84		2,73		1,94		6,23
5	16/07/2013	Compiègne	6		598,01		6,75		100,46		5,51		3,90		8,71
6	16/07/2013	Compiègne	6		410,31		3,90		146,40		3,84		2,72		4,79
7	16/07/2013	Compiègne	6												
8	16/07/2013	Compiègne	6		365,36		75,54		172,25		108,90		77,05		74,08
9	16/07/2013	Compiègne	6												
10	16/07/2013	Compiègne	5		387,42		3,41		154,98		3,21		2,27		4,24
11	16/07/2013	Compiègne	5		521,24		14,90		116,27		9,25		6,54		20,05
12	16/07/2013	Compiègne	4		463,10		12,66		130,56		13,89		9,83		14,99
13	20/09/2013	Landivisiau	6	499,92	506,73	12,64	5,45	120,16	118,48	14,23	4,07	10,07	2,88	14,78	7,15
14	20/09/2013	Landivisiau	5		663,69		15,60		90,54		20,99		14,86		16,29
15	20/09/2013	Landivisiau	5												
16	20/09/2013	Landivisiau	5												
17	20/09/2013	Landivisiau	5	432,34	432,82	2,82	2,98	138,82	138,66	4,18	2,43	2,96	1,72	2,69	3,81
18	20/09/2013	Landivisiau	5		467,32		30,97		128,99		44,01		31,16		30,84
19	20/09/2013	Landivisiau	4												
20	20/09/2013	Landivisiau	4												
21	20/09/2013	Landivisiau	4												
22	30/09/2013	Aurabelle	6	486,16		5,45		123,51		7,57		5,36		5,55	
23	30/09/2013	Aurabelle	6	430,36	421,78	6,91	3,98	139,51	142,42	10,30	3,56	7,29	2,52	6,53	5,03
24	30/09/2013	Aurabelle	6												
25	30/09/2013	Aurabelle	5	681,60	682,00	14,80	24,70	88,51	88,64	8,10	14,90	5,70	10,50	20,20	33,30
26	30/09/2013	Aurabelle	5	408,87		4,78		147,27		5,82		4,12		5,35	
27	30/09/2013	Aurabelle	5	439,23	440,03	7,58	3,73	136,71	136,44	11,08	1,91	7,84	1,35	7,31	5,10

28	30/09/2013	Aurabelle	5												
29	30/09/2013	Aurabelle	4	450,43		3,65		133,40		3,93		2,78		4,33	
30	30/09/2013	Aurabelle	4	431,42	426,09	8,15	5,75	139,25	140,96	10,32	5,51	7,30	3,90	8,91	7,14
31	30/09/2013	Aurabelle	4	399,89		4,31		150,35		4,23		2,99		5,31	
32	05/06/2014	Corse	4												
33	05/06/2014	Corse	5	446,47	468,07	16,738	5,7782	134,82	128,25	19,931	2,5607	14,104	1,8121	19,029	7,9678
34	05/06/2014	Corse	5												
35	05/06/2014	Corse	6	387,22		3,81		155,07		3,81		2,70		4,66	
36	05/06/2014	Corse	6												
37	05/06/2014	Corse	5												
38	05/06/2014	Corse	5	446,74	446,49	5,53	4,50	134,40	134,48	3,33	2,18	2,36	1,55	7,45	6,16
39	27/07/2014	Landivisiau	4	475,66	474,61	4,76	5,26	127,81	128,16	3,38	5,51	2,39	3,90	6,29	6,34
40	27/07/2014	Landivisiau	4	343,96		48,46		182,41		40,07		28,35		62,34	
41	27/07/2014	Landivisiau	5	376,35		4,20		160,43		4,85		3,43		4,85	
42	27/07/2014	Landivisiau	6	483,51	483,06	3,78	4,08	124,15	124,27	3,59	3,83	2,54	2,71	4,71	5,10
43	27/07/2014	Landivisiau	6	459,25	458,45	5,23	5,30	130,81	131,05	3,54	3,67	2,50	2,60	6,96	7,03
44	27/07/2014	Landivisiau	5	453,75	453,41	3,67	3,76	132,28	132,38	2,83	2,72	2,00	1,92	4,79	4,95
45	27/07/2014	Landivisiau	5												
46	27/07/2014	Landivisiau	5	423,37	423,14	2,78	2,91	141,86	141,93	2,78	3,09	1,97	2,19	3,41	3,49
47	27/07/2014	Landivisiau	5	422,05		4,02		142,34		4,14		2,93		4,88	
48	27/07/2014	Landivisiau	6	461,81	461,61	5,89	5,04	129,99	130,04	6,14	2,49	4,34	1,76	7,12	6,91
49	09/07/2014	Compiègne	5	427,69		56,95		144,67		85,21		60,30		53,48	
50	09/07/2014	Compiègne	4												
51	09/07/2014	Compiègne	6	408,95		3,70		147,04		3,23		2,28		4,71	
52	09/07/2014	Compiègne	5	408,75		6,27		146,98		4,98		3,52		8,13	
53	09/07/2014	Compiègne	6	436,17		7,35		137,95		5,15		3,64		9,74	
54	09/07/2014	Compiègne	6	351,80		95,14		186,18		103,21		73,03		113,04	

Annexe 4 : Valeurs individuelles au galop pour les paramètres fréquentiels de la variabilité cardiaque

Animal	Date	Lieu	Age	LF_ecg	LF_cfm	LF_nu_ecg	LF_nu_cfm	HF_ecg	HF_cfm	HF_nu_ecg	HF_nu_cfm	LF/HF_ecg	LF/HF_cfm
1	16/07/2013	Compiègne	4		8,9316		66,068		4,5856		33,92		1,9477
2	16/07/2013	Compiègne	4		251,2		18,317		1120,2		81,681		0,22425
3	16/07/2013	Compiègne	5		6,6986		39,766		10,146		60,231		0,66022
4	16/07/2013	Compiègne	5		22,766		86,255		3,6143		13,694		6,2988
5	16/07/2013	Compiègne	6		8,861		35,955		15,747		63,898		0,5627
6	16/07/2013	Compiègne	6		7,8198		76,78		2,3087		22,668		3,3871
7	16/07/2013	Compiègne	6										
8	16/07/2013	Compiègne	6		90,182		3,7946		2277,5		95,833		0,039596
9	16/07/2013	Compiègne	6										
10	16/07/2013	Compiègne	5		7,0228		71,823		2,7429		28,052		2,5604
11	16/07/2013	Compiègne	5		219,06		46,593		250,93		53,372		0,87298
12	16/07/2013	Compiègne	4		13,292		12,444		93,412		87,451		0,14229
13	20/09/2013	Landivisiau	6	26,508	8,942	6,8912	33,377	357,02	17,845	92,812	66,609	0,07425	0,50109
14	20/09/2013	Landivisiau	5		37,192		44,971		45,506		55,024		0,81729
15	20/09/2013	Landivisiau	5										
16	20/09/2013	Landivisiau	5										
17	20/09/2013	Landivisiau	5	1,0782	1,7453	34,24	43,092	2,0602	2,2931	65,426	56,617	0,52335	0,76112
18	20/09/2013	Landivisiau	5		116,94		30,817		260,92		68,76		0,44818
19	20/09/2013	Landivisiau	4										
20	20/09/2013	Landivisiau	4										
21	20/09/2013	Landivisiau	4										
22	30/09/2013	Aurabelle	6	7,9627		70,536		3,3144		29,36		2,4024	
23	30/09/2013	Aurabelle	6	8,2491	8,3713	56,258	59,346	6,3515	5,6693	43,317	40,191	1,2988	1,4766
24	30/09/2013	Aurabelle	6										
25	30/09/2013	Aurabelle	5	311,72	2173,3	70,295	69,258	131,71	964,67	29,702	30,741	2,3666	2,2529
26	30/09/2013	Aurabelle	5	4,8742		51,443		4,5924		48,47		1,0613	
27	30/09/2013	Aurabelle	5	9,9875	8,5431	58,079	67,547	7,1926	4,1015	41,826	32,429	1,3886	2,0829

28	30/09/2013	Aurabelle	5										
29	30/09/2013	Aurabelle	4	5,0642		55,521		4,0455		44,353		1,2518	
30	30/09/2013	Aurabelle	4	9,4217	24,341	40,043	61,79	14,104	15,043	59,944	38,186	0,66801	1,6181
31	30/09/2013	Aurabelle	4	10,156		70,345		4,2765		29,621		2,3748	
32	05/06/2014	Corse	4										
33	05/06/2014	Corse	5	107,13	40,296	63,759	78,813	60,81	10,828	36,192	21,178	1,7617	3,7215
34	05/06/2014	Corse	5										
35	05/06/2014	Corse	6	11,035		66,67		5,5146		33,318		2,001	
36	05/06/2014	Corse	6										
37	05/06/2014	Corse	5										
38	05/06/2014	Corse	5	22,249	17,105	74,242	69,196	7,7115	7,6058	25,733	30,769	2,8851	2,2489
39	27/07/2014	Landivisiau	4	23,891	21,366	70,101	70,313	10,188	9,0181	29,892	29,678	2,3452	2,3692
40	27/07/2014	Landivisiau	4	263,27		15,184		1469,7		84,766		0,17913	
41	27/07/2014	Landivisiau	5	7,5503		68,351		3,4912		31,605		2,1627	
42	27/07/2014	Landivisiau	6	4,1156	4,4421	50,096	41,878	4,0979	6,1383	49,88	57,869	1,0043	0,72367
43	27/07/2014	Landivisiau	6	11,37	11,283	46,091	43,47	13,296	14,661	53,895	56,485	0,85519	0,76959
44	27/07/2014	Landivisiau	5	7,5729	7,7431	73,237	68,462	2,7625	3,5669	26,716	31,537	2,7413	2,1708
45	27/07/2014	Landivisiau	5										
46	27/07/2014	Landivisiau	5	2,868	2,7431	43,751	39,345	3,6858	4,2162	56,227	60,474	0,77811	0,65061
47	27/07/2014	Landivisiau	5	9,0791		69,855		3,9148		30,121		2,3192	
48	27/07/2014	Landivisiau	6	19,754	19,202	71,801	77,82	7,7289	5,4707	28,092	22,171	2,5559	3,5101
49	09/07/2014	Compiègne	5	26,092		1,895		1348,4		97,931		0,019351	
50	09/07/2014	Compiègne	4										
51	09/07/2014	Compiègne	6	10,672		83,011		2,167		16,855		4,9251	
52	09/07/2014	Compiègne	5	23,049		76,276		7,1042		23,51		3,2444	
53	09/07/2014	Compiègne	6	31,14		67,409		15,049		32,577		2,0692	
54	09/07/2014	Compiègne	6	1215,9		13,444		7784		86,071		0,1562	

Annexe 5 : Valeurs individuelles avant (pré) et après (post) effort pour les paramètres échocardiographiques

Animal	Date	Lieu	Age	SV pre	SV post	LVIDd pre	LVIDd post	LVIDs pre	LVIDs post	MWT pre	MWT post	RWT pre	RWT post	LVmass pre	LVmass post
1	16/07/2013	Compiègne	4	862,00	807,71	9,99	10,47	6,77	6,32	2,23	1,92	0,45	0,37	2079,56	1832,21
2	16/07/2013	Compiègne	4	607,92	700,24	9,82	10,89	5,04	6,19	2,09	2,04	0,43	0,37	1850,16	2134,35
3	16/07/2013	Compiègne	5		759,59		10,23		7,02		2,02		0,40		1901,71
4	16/07/2013	Compiègne	5	526,01	755,40	9,63		6,12		2,14		0,45		1858,15	
5	16/07/2013	Compiègne	6	675,35	660,72	9,47	9,40	5,13	5,12	1,93	1,97	0,41	0,42	1563,22	1583,56
6	16/07/2013	Compiègne	6	735,50	1040,53	9,82	11,59	7,64	6,21	2,55	2,02	0,52	0,35	2462,43	2328,86
7	16/07/2013	Compiègne	6	722,00	662,55		9,22		6,02		2,13		0,46		1715,84
8	16/07/2013	Compiègne	6	1046,60	589,88	11,26	10,88	6,66	6,50	1,84	1,75	0,33	0,32	1969,82	1741,18
9	16/07/2013	Compiègne	6	808,01	863,56		10,36		7,65		2,49		0,48	2387,93	2578,85
10	16/07/2013	Compiègne	5	600,31	951,95	10,59	11,20	6,20	6,24	1,94	1,96	0,37	0,35	1909,18	2118,75
11	16/07/2013	Compiègne	5	642,67	886,39	10,87	10,99	6,87	7,13	1,84	2,14	0,34	0,39	1848,13	2301,62
12	16/07/2013	Compiègne	4	645,29	811,98	9,96	9,41	5,83	6,91	2,47	2,37	0,50	0,50	2429,10	2115,80
13	20/09/2013	Landivisiau	6	740,63		11,33		6,17		2,75		0,55		2838,58	
14	20/09/2013	Landivisiau	5	767,60	703,35	9,64	9,34	6,57	6,29	2,36	2,23	0,49	0,48	2138,16	1862,12
15	20/09/2013	Landivisiau	5	1305,03	845,99		10,45		6,53		2,35		0,45		2414,84
16	20/09/2013	Landivisiau	5	956,50	700,78	11,31	9,39	7,51	5,85	2,12	2,69	0,38	0,57	2391,31	2490,33
17	20/09/2013	Landivisiau	5	827,38	689,97	10,91	10,56	6,09	5,74	2,11	1,97	0,39	0,37	2243,11	1933,98
18	20/09/2013	Landivisiau	5	1330,21	911,87	9,83	10,81	6,47	5,57	2,51	2,04	0,51	0,38	2410,65	2107,53
19	20/09/2013	Landivisiau	4	909,14	748,70	10,76	10,68	5,42	6,36	1,93	2,40	0,36	0,45	1930,79	2587,79
20	20/09/2013	Landivisiau	4	954,50		11,67		6,72		2,06		0,36		2422,39	
21	20/09/2013	Landivisiau	4	732,62	886,48	10,11	9,37	5,71	5,52	2,46	2,74	0,49	0,59	2430,72	2520,26
22	30/09/2013	Aurabelle	6												
23	30/09/2013	Aurabelle	6												
24	30/09/2013	Aurabelle	6												
25	30/09/2013	Aurabelle	5												
26	30/09/2013	Aurabelle	5												

27	30/09/2013	Aurabelle	5												
28	30/09/2013	Aurabelle	5												
29	30/09/2013	Aurabelle	4												
30	30/09/2013	Aurabelle	4												
31	30/09/2013	Aurabelle	4												
32	05/06/2014	Corse	4	1004,89	644,99	10,17	10,15	5,40	5,07	2,04	2,34	0,40	0,46	1904,07	2282,97
33	05/06/2014	Corse	5	650,48	565,90	10,67	9,85	6,54	6,76	2,44	2,80	0,46	0,57	2640,54	2831,39
34	05/06/2014	Corse	5	497,24	773,39	10,87	10,97	5,65	5,64	2,28	2,07	0,42	0,38	2487,82	2206,17
35	05/06/2014	Corse	6	549,05	593,56	8,69	9,34	5,58	6,08	2,81	2,37	0,66	0,51	2337,61	2030,42
36	05/06/2014	Corse	6	867,13	705,82	11,30	11,54	7,61	7,20	2,21	1,98	0,39	0,34	2524,66	2262,03
37	05/06/2014	Corse	5	794,49	733,01	11,81	9,64	7,18	7,38	2,08	2,41	0,35	0,50	2513,79	2191,29
38	05/06/2014	Corse	5	813,60	811,63	10,42	10,19	6,32	6,09	2,45	2,27	0,47	0,45	2562,65	2208,08
39	27/07/2014	Landivisiau	4												
40	27/07/2014	Landivisiau	4												
41	27/07/2014	Landivisiau	5												
42	27/07/2014	Landivisiau	6												
43	27/07/2014	Landivisiau	6												
44	27/07/2014	Landivisiau	5												
45	27/07/2014	Landivisiau	5												
46	27/07/2014	Landivisiau	5												
47	27/07/2014	Landivisiau	5												
48	27/07/2014	Landivisiau	6												
49	09/07/2014	Compiègne	5	803,52	585,94	9,74	10,04	7,65	7,32	2,02	1,97	0,42	0,39	1744,61	1765,49
50	09/07/2014	Compiègne	4	692,96	779,96	10,06	11,13	6,72	7,15	2,11	1,64	0,42	0,30	1949,88	1650,96
51	09/07/2014	Compiègne	6	970,44	704,96	10,57	10,48	6,63	7,87	2,22	2,17	0,42	0,41	2281,80	2170,73
52	09/07/2014	Compiègne	5		907,73		10,94		7,45		2,05		0,38		2161,24
53	09/07/2014	Compiègne	6	640,82	832,55	10,05	10,33	7,51	6,58	2,54	2,34	0,51	0,45	2526,52	2363,90
54	09/07/2014	Compiègne	6	888,33	838,71	11,28	11,36	7,55	8,08	2,13	2,07	0,38	0,36	2386,64	2335,19

Annexe 6 : Résultats des tests simples de régression linéaire entre les différents paramètres de variabilité cardiaque et d'échocardiographie

LVIDd_pre	R²	LVIDd_post	R²	LVIDs_pre	R²	LVIDs_post	R²
SDRR_pr	0,03	SDRR_pr	0,01	SDRR_pr	0,04	SDRR_pr	0,21
SDRR_pe	0,05	SDRR_pe	0,05	SDRR_pe	0,00	SDRR_pe	0,00
SDRR_tr	0,03	SDRR_tr	0,17	SDRR_tr	0,06	SDRR_tr	0,01
SDRR_te	0,07	SDRR_te	0,21	SDRR_te	0,46	SDRR_te	0,36
RMSSD_pr	0,07	RMSSD_pr	0,02	RMSSD_pr	0,05	RMSSD_pr	0,24
RMSSD_pe	0,06	RMSSD_pe	0,04	RMSSD_pe	0,00	RMSSD_pe	0,00
RMSSD_tr	0,04	RMSSD_tr	0,00	RMSSD_tr	0,01	RMSSD_tr	0,11
RMSSD_te	0,03	RMSSD_te	0,14	RMSSD_te	0,49	RMSSD_te	0,33
HF_nu_pr	0,03	HF_nu_pr	0,10	HF_nu_pr	0,00	HF_nu_pr	0,01
HF_nu_pe	0,03	HF_nu_pe	0,04	HF_nu_pe	0,17	HF_nu_pe	0,00
HF_nu_tr	0,01	HF_nu_tr	0,37	HF_nu_tr	0,26	HF_nu_tr	0,50
HF_nu_te	0,12	HF_nu_te	0,05	HF_nu_te	0,11	HF_nu_te	0,04
LFHF_pr	0,01	LFHF_pr	0,08	LFHF_pr	0,03	LFHF_pr	0,00
LFHF_pe	0,05	LFHF_pe	0,06	LFHF_pe	0,09	LFHF_pe	0,01
LFHF_tr	0,09	LFHF_tr	0,34	LFHF_tr	0,16	LFHF_tr	0,27
LFHF_te	0,05	LFHF_te	0,00	LFHF_te	0,05	LFHF_te	0,02
MWT_pre	R²	MWT_post	R²	RWT_pre	R²	RWT_post	R²
SDRR_pr	0,10	SDRR_pr	0,00	SDRR_pr	0,06	SDRR_pr	0,00
SDRR_pe	0,12	SDRR_pe	0,14	SDRR_pe	0,14	SDRR_pe	0,13
SDRR_tr	0,04	SDRR_tr	0,01	SDRR_tr	0,01	SDRR_tr	0,00
SDRR_te	0,27	SDRR_te	0,09	SDRR_te	0,21	SDRR_te	0,14
RMSSD_pr	0,01	RMSSD_pr	0,01	RMSSD_pr	0,01	RMSSD_pr	0,00
RMSSD_pe	0,09	RMSSD_pe	0,16	RMSSD_pe	0,12	RMSSD_pe	0,14
RMSSD_tr	0,13	RMSSD_tr	0,12	RMSSD_tr	0,05	RMSSD_tr	0,08
RMSSD_te	0,33	RMSSD_te	0,11	RMSSD_te	0,22	RMSSD_te	0,14
HF_nu_pr	0,07	HF_nu_pr	0,05	HF_nu_pr	0,02	HF_nu_pr	0,00
HF_nu_pe	0,02	HF_nu_pe	0,12	HF_nu_pe	0,02	HF_nu_pe	0,03
HF_nu_tr	0,18	HF_nu_tr	0,20	HF_nu_tr	0,10	HF_nu_tr	0,30
HF_nu_te	0,09	HF_nu_te	0,22	HF_nu_te	0,06	HF_nu_te	0,19
LFHF_pr	0,05	LFHF_pr	0,02	LFHF_pr	0,02	LFHF_pr	0,00
LFHF_pe	0,01	LFHF_pe	0,19	LFHF_pe	0,01	LFHF_pe	0,05
LFHF_tr	0,05	LFHF_tr	0,16	LFHF_tr	0,01	LFHF_tr	0,25
LFHF_te	0,02	LFHF_te	0,04	LFHF_te	0,01	LFHF_te	0,03

LVmass_pre	R²	LVmass_post	R²	Stroke_Volume_pre	R²	Stroke_Volume_post	R²
SDRR_pr	0,07	SDRR_pr	0,02	SDRR_pr	0,20	SDRR_pr	0,03
SDRR_pe	0,05	SDRR_pe	0,06	SDRR_pe	0,24	SDRR_pe	0,11
SDRR_tr	0,10	SDRR_tr	0,16	SDRR_tr	0,05	SDRR_tr	0,07
SDRR_te	0,12	SDRR_te	0,00	SDRR_te	0,11	SDRR_te	0,00
RMSSD_pr	0,00	RMSSD_pr	0,06	RMSSD_pr	0,24	RMSSD_pr	0,01
RMSSD_pe	0,03	RMSSD_pe	0,10	RMSSD_pe	0,33	RMSSD_pe	0,10
RMSSD_tr	0,25	RMSSD_tr	0,19	RMSSD_tr	0,13	RMSSD_tr	0,01
RMSSD_te	0,22	RMSSD_te	0,01	RMSSD_te	0,10	RMSSD_te	0,00
HF_nu_pr	0,14	HF_nu_pr	0,24	HF_nu_pr	0,00	HF_nu_pr	0,00
HF_nu_pe	0,01	HF_nu_pe	0,26	HF_nu_pe	0,13	HF_nu_pe	0,10
HF_nu_tr	0,25	HF_nu_tr	0,02	HF_nu_tr	0,28	HF_nu_tr	0,04
HF_nu_te	0,06	HF_nu_te	0,14	HF_nu_te	0,03	HF_nu_te	0,05
LFHF_pr	0,07	LFHF_pr	0,15	LFHF_pr	0,01	LFHF_pr	0,01
LFHF_pe	0,00	LFHF_pe	0,43	LFHF_pe	0,17	LFHF_pe	0,02
LFHF_tr	0,20	LFHF_tr	0,01	LFHF_tr	0,10	LFHF_tr	0,05
LFHF_te	0,01	LFHF_te	0,04	LFHF_te	0,03	LFHF_te	0,06

ANALYSE COMBINÉE DES DONNÉES DE CARDIO-FRÉQUENCEMÈTRE, D'ÉLECTROCARDIOGRAPHIE ET D'ÉCHOGRAPHIE CARDIAQUE MESURÉES LORS DE TESTS D'EFFORT CHEZ DE JEUNES CHEVAUX D'ENDURANCE

NOM : LENOIR

Prénom : Augustin

Résumé :

Différents appareils de mesure existent pour évaluer l'activité cardiaque chez le cheval ; cependant leur fiabilité et leur interchangeabilité n'ont pas été démontrées. Ce travail résume en première partie le fonctionnement du cardio-fréquencemètre, de l'électrocardiographe (ECG) et de l'échographie cardiaque, ainsi que leurs différentes utilisations et leurs apports pour les chevaux à l'exercice. La seconde partie est une étude expérimentale effectuée sur deux ans sur 54 jeunes chevaux d'endurance lors d'un test d'effort, ayant pour objectif d'évaluer : (1) la concordance entre les données de variabilité cardiaque (HRV) à l'exercice issues des enregistrements ECG et de cardio-fréquencemètre et (2) la relation entre les paramètres HRV à l'effort et les paramètres échocardiographiques.

Dans la population étudiée, une concordance forte a été relevée pour les paramètres HRV de fréquence cardiaque et l'intervalle RR moyen, mais pas pour les autres paramètres de la variabilité cardiaque (SDRR, RMSSD, SD1, SD2, LF, HF). Une relation entre les paramètres HRV mesurant l'activité parasympathique (RMSSD et HF) et les dimensions cardiaques modifiées par l'entraînement (LVID, MWT, SV et LV mass) a également été montrée.

Ce travail incite à être précautionneux dans l'interprétation de résultats HRV à l'exercice en fonction de l'appareil de mesure utilisé. Il suggère également une relation entre les paramètres HRV de l'activité parasympathique et les dimensions échocardiographiques modifiées par l'entraînement, qu'il conviendra de confirmer par des études complémentaires avec notamment des valeurs mesurées au repos.

Mots-clés : CARDIOLOGIE, ÉLECTROCARDIOGRAMME, CARDIO-FRÉQUENCEMÈTRE, ÉCHOGRAPHIE, VARIABILITE, FRÉQUENCE CARDIAQUE, CONCORDANCE, EQUIDE, CHEVAL D'ENDURANCE.

Jury :

Président : Pr.

Directeur : Pr. Céline ROBERT

Codirecteur : Dr. Dagmar TRACHSEL

Assesseur : Pr. Laurent TIRET

COMBINED ANALYSIS OF HEART RATE METER, ELECTROCARDIOGRAPHY AND ECHOCARDIOGRAPHY DATA MEASURED DURING STANDARDIZED EXERCISE TEST IN YOUNG ENDURANCE HORSES

SURNAME: LENOIR

Given Name: Augustin

Summary:

Different devices are available to monitor the cardiac activity. However, their reliability and interchangeability have never been demonstrated. This work exposes in a first part the characteristics and the function of heart rate monitors, electrocardiography (ECG) and cardiac echography, as well as their variable uses and results in exercising horses. The second part is an experimental study performed on 54 young endurance horses during an exercise test, with the objective to assess the concordance between the parameters of heart rate variability (HRV) obtained during exercise and measured either by a heart rate monitor or by ECG. Further, the relationship between parameters of HRV and echocardiographic parameters at exercise was assessed.

In our population, a strong concordance was found for the parameters of HRV, namely the Heart Rate and the mean RR interval, but not for the other studied parameters (SDRR, RMSSD, SD1, SD2, LF, HF). A relation between the parameters of HRV related to the parasympathetic activity (RMSSD and HF) and the echocardiographic parameters modified with training (LVID, MWT, SV and LV mass) was demonstrated.

This work prompts us to be careful when interpreting results of HRV during exercise, as the results obtained will depend upon recording devices. Our study also suggests a relationship between parameters of HRV linked to the parasympathetic system and training-associated modification of echocardiographic dimensions. However, further studies, especially including values obtained at rest, are needed to confirm our results.

Key Words: CARDIOLOGY, ELECTROCARDIOGRAM, HEART RATE MONITOR, ECHOGRAPHY, HEART RATE VARIABILITY, CONCORDANCE, EQUINE, HORSE, ENDURANCE

Jury:

President: Pr.

Director: Pr. Céline ROBERT

Co-director: Dr. Dagmar TRACHSEL

Assessor: Pr. Laurent TIRET