

DETERMINATION DU DEBIT CARDIAQUE PAR ECHOCARDIOGRAPHIE DOPPLER : ETUDE CHEZ LE CHIEN SAIN

THESE
pour obtenir le grade de
DOCTEUR VÉTÉRINAIRE

DIPLOME D'ETAT

*présentée et soutenue publiquement en 2002
devant l'Université Paul-Sabatier de Toulouse*

par

Pascale, Sophie MARTINEZ
Née, le 31 octobre 1975 à TOULON (Var)

Directeur de thèse : Mlle le Docteur Armelle DIQUELOU

JURY

PRESIDENT :
M. Michel GALINIER

Professeur à l'Université Paul-Sabatier de TOULOUSE

ASSESEUR :
Mlle Armelle DIQUELOU
M. Patrick VERWAERDE

Maître de Conférences à l'Ecole Nationale Vétérinaire de TOULOUSE
Maître de Conférences à l'Ecole Nationale Vétérinaire de TOULOUSE

MINISTERE DE L'AGRICULTURE ET DE LA PECHE
ECOLE NATIONALE VETERINAIRE DE TOULOUSE

Directeur par intérim	: M.	G. BONNES
Directeurs honoraires.....	: M.	R. FLORIO
	M.	R. LAUTIE
	M.	J. FERNEY
	M.	G. VAN HAVERBEKE
Professeurs honoraires.....	: M.	A. BRIZARD
	M.	L. FALIU
	M.	C. LABIE
	M.	C. PAVAU
	M.	F. LESCURE
	M.	A. RICO
	M.	A. CAZIEUX
	Mme	V. BURGAT
	M.	D. GRIESS

PROFESSEURS CLASSE EXCEPTIONNELLE

- M. **CABANIE Paul**, *Histologie, Anatomie pathologique*
- M. **CHANTAL Jean**, *Pathologie infectieuse*
- M. **DARRE Roland**, *Productions animales*
- M. **DORCHIES Philippe**, *Parasitologie et Maladies Parasitaires*
- M. **GUELFY Jean-François**, *Pathologie médicale des Equidés et Carnivores*

PROFESSEURS 1^{ère} CLASSE

- M. **AUTEFAGE André**, *Pathologie chirurgicale*
- M. **BODIN ROZAT DE MANDRES NEGRE Guy**, *Pathologie générale, Microbiologie, Immunologie*
- M. **BRAUN Jean-Pierre**, *Physique et Chimie biologiques et médicales*
- M. **DELVERDIER Maxence**, *Histologie, Anatomie pathologique*
- M. **EECKHOUTTE Michel**, *Hygiène et Industrie des Denrées Alimentaires d'Origine Animale*
- M. **EUZEBY Jean**, *Pathologie générale, Microbiologie, Immunologie*
- M. **FRANC Michel**, *Parasitologie et Maladies Parasitaires*
- M. **MARTINEAU Guy**, *Pathologie médicale du Bétail et des Animaux de basse-cour*
- M. **MILON Alain**, *Pathologie générale, Microbiologie, Immunologie*
- M. **PETIT Claude**, *Pharmacie et Toxicologie*
- M. **REGNIER Alain**, *Physiopathologie oculaire*
- M. **SAUTET Jean**, *Anatomie*
- M. **TOUTAIN Pierre-Louis**, *Physiologie et Thérapeutique*

PROFESSEURS 2^e CLASSE

- Mme **BENARD Geneviève**, *Hygiène et Industrie des Denrées Alimentaires d'Origine Animale*
- M. **BERTHELOT Xavier**, *Pathologie de la Reproduction*
- M. **CORPET Denis**, *Science de l'Aliment et Technologies dans les industries agro-alimentaires*
- M. **DUCOS DE LAHITTE Jacques**, *Parasitologie et Maladies parasitaires*
- M. **ENJALBERT Francis**, *Alimentation*
- Mme **KOLF-CLAUW Martine**, *Pharmacie -Toxicologie*
- M. **LEFEBVRE Hervé**, *Physiologie et Thérapeutique*
- M. **LIGNEREUX Yves**, *Anatomie*
- M. **PICAVET Dominique**, *Pathologie infectieuse*
- M. **SCHELCHER François**, *Pathologie médicale du Bétail et des Animaux de basse-cour*

PROFESSEUR ASSOCIE

- M. **HENROTEAUX Marc**, *Médecine des carnivores*
- M. **TAMZALI Youssef**, *Clinique équine*

PROFESSEURS CERTIFIES DE L'ENSEIGNEMENT AGRICOLE

Mme **MICHAUD Françoise**, *Professeur d'Anglais*
M. **SEVERAC Benoît**, *Professeur d'Anglais*

MAITRES DE CONFERENCES HORS CLASSE

M. **JOUGLAR Jean-Yves**, *Pathologie médicale du Bétail et des Animaux de basse-cour*

MAITRES DE CONFERENCES 1^{ère} CLASSE

M. **ASIMUS Erik**, *Pathologie chirurgicale*
M. **BERGONIER Dominique**, *Pathologie de la Reproduction*
M. **BERTAGNOLI Stéphane**, *Pathologie infectieuse*
Mme **BOUCRAUT-BARALON Corine**, *Pathologie infectieuse*
Mlle **BOULLIER Séverine**, *Immunologie générale et médicale*
Mme **BOURGES-ABELLA Nathalie**, *Histologie, Anatomie pathologique*
M. **BOUSQUET-MELOU Alain**, *Physiologie et Thérapeutique*
Mme **BRET-BENNIS Lydie**, *Physique et Chimie biologiques et médicales*
M. **BRUGERE Hubert**, *Hygiène et Industrie des Denrées Alimentaires d'Origine Animale*
M. **CONCORDET Didier**, *Mathématiques, Statistiques, Modélisation*
Mlle **DIQUELOU Armelle**, *Pathologie médicale des Equidés et des Carnivores*
M. **DUCOS Alain**, *Zootchnie*
M. **DOSSIN Olivier**, *Pathologie médicale des Equidés et des Carnivores*
Mme **GAYRARD-TROY Véronique**, *Physiologie de la Reproduction, Endocrinologie*
M. **GUERRE Philippe**, *Pharmacie et Toxicologie*
Mme **HAGEN-PICARD Nicole**, *Pathologie de la Reproduction*
M. **JACQUIET Philippe**, *Parasitologie et Maladies Parasitaires*
M. **JAEG Jean-Philippe**, *Pharmacie et Toxicologie*
M. **LYAZRHI Faouzi**, *Statistiques biologiques et Mathématiques*
M. **MATHON Didier**, *Pathologie chirurgicale*
Mme **MESSUD-PETIT Frédérique**, *Pathologie infectieuse*
Mme **PRIYMENKO Nathalie**, *Alimentation*
Mme **RAYMOND-LETRON Isabelle**, *Anatomie pathologique*
M. **SANS Pierre**, *Productions animales*
Mlle **TRUMEL Catherine**, *Pathologie médicale des Equidés et Carnivores*
M. **VALARCHER Jean-François**, *Pathologie médicale du Bétail et des Animaux de basse-cour*
M. **VERWAERDE Patrick**, *Anesthésie, Réanimation*

MAITRES DE CONFERENCES 2^e CLASSE

M. **BAILLY Jean-Denis**, *Hygiène et Industrie des Denrées Alimentaires d'Origine Animale*
Mlle **CADIERGUES Marie-Christine**, *Dermatologie*
Mlle **CAMUS Christelle**, *Biologie cellulaire et moléculaire*
Mme **COLLARD-MEYNAUD Patricia**, *Pathologie chirurgicale*
M. **FOUCRAS Gilles**, *Pathologie du Bétail*
M. **GUERIN Jean-Luc**, *Productions animales*
Mlle **HAY Magali**, *Zootchnie*
M. **MARENDA Marc**, *Pathologie de la Reproduction*
M. **MEYER Gilles**, *Pathologie des ruminants*

MAITRES DE CONFERENCES 2^e CLASSE

M. **GRANDJEAN Christophe**, *Gestion de la santé en élevage des ruminants*

ASSISTANTS D'ENSEIGNEMENT ET DE RECHERCHE CONTRACTUELS

Mme **MEYNADIER-TROEGELER Annabelle**, *Alimentation*
M. **MOGICATO Giovanni**, *Anatomie, Imagerie médicale*
M. **MONNEREAU Laurent**, *Anatomie, Embryologie*

A notre Président de thèse,

Monsieur le Professeur GALINIER
Professeur des Universités
Service de Cardiologie

Qui nous a fait l'honneur d'accepter la présidence de notre jury de thèse.

Hommage respectueux.

A notre jury de thèse,

Mademoiselle le Docteur DIQUELOU
de l'Ecole Nationale Vétérinaire de Toulouse
Maître de Conférences de Pathologie Médicale des Equidés et des
Carnivores

Qui nous a proposé ce sujet de thèse et a accepté la direction de notre travail.

Qu'elle trouve ici l'expression de ma sincère reconnaissance.

Monsieur le Docteur VERWAERDE
de l'Ecole Nationale Vétérinaire de Toulouse
Maître de Conférences d'Anesthésie réanimation

Qui a aimablement accepté de faire partie de notre jury de thèse.

Sincères remerciements.

A mes parents et à mon frère Christophe,
Pour leur confiance et leur soutien de tous les instants.
Avec toute mon affection.

A toute ma famille.

A Sylvain,
Pour sa patience et son amour.

DETERMINATION DU DEBIT CARDIAQUE PAR ECHOCARDIOGRAPHIE
DOPPLER : ETUDE CHEZ LE CHIEN SAIN.

INTRODUCTION.....	5
1. PREMIERE PARTIE : ÉTUDE BIBLIOGRAPHIQUE.....	6
1.1 . BASES DE L'ÉCHOGRAPHIE ET DU DOPPLER CARDIAQUE.....	6
1.1.1. <i>Principes de l'échographie et applications en cardiologie</i>	6
1.1.1.1. Principes.....	6
1.1.1.2. Les différents modes.....	7
1.1.1.3. Applications en cardiologie.....	8
1.1.2. <i>Principes et applications du doppler cardiaque</i>	8
1.1.2.1. Principes physiques.....	9
1.1.2.2. Utilisation.....	9
1.1.2.3. Applications en cardiologie.....	13
1.2 . LE DÉBIT CARDIAQUE.....	13
1.2.1. <i>Les déterminants du débit cardiaque</i>	13
1.2.2.1. La fréquence cardiaque.....	14
1.2.1.2. La contractilité.....	15
1.2.1.3. La précharge.....	16
1.2.1.4. La postcharge.....	16
1.2.2. <i>La régulation du débit cardiaque</i>	16
1.2.2.1. La régulation physique du débit cardiaque.....	17
1.2.2.1.1. Autorégulation hétérométrique : rôle de la précharge.....	17
1.2.2.1.2. Autorégulation homométrique : rôle de la postcharge.....	18
1.2.2.1.3. La température.....	18
1.2.2.2. La régulation nerveuse du débit cardiaque.....	19
1.2.2.2.1. Stimulation sympathique du cœur :.....	19
1.2.2.2.2. Stimulation parasympathique du cœur.....	21
1.2.2.3. La régulation humorale du débit cardiaque.....	21
1.2.2.3.1. Rôle de la médullosurrénale.....	22
1.2.2.3.2. Système rénine angiotensine aldostérone.....	22
1.2.3. <i>Les variations du débit cardiaque</i>	24
1.2.3.1. Affections à hauts débits.....	24
1.2.3.2. Affections à bas débits.....	26
1.3. DÉTERMINATION DU DÉBIT CARDIAQUE.....	27
1.3.1. <i>Méthodes invasives</i>	27
1.3.1.1. Méthode de Fick.....	27
1.3.1.1.1. Principe.....	27
1.3.1.1.2. Réalisation.....	28
1.3.1.2. Colorimétrie.....	28
1.3.1.2.1. Principe.....	29
1.3.1.2.2. Réalisation.....	29
1.3.1.2.3. Inconvénients.....	30
1.3.1.2.4. Intérêts.....	31
1.3.1.3. Thermodilution.....	31
1.3.1.3.1. Principe.....	31
1.3.1.3.2. Réalisation.....	31
1.3.1.3.3. Inconvénients.....	32
1.3.1.3.4. Intérêts.....	34
1.3.1.4. Microparticules radioactives.....	34
1.3.1.4.1. Principe.....	34
1.3.1.4.2. Dilution.....	35
1.3.1.4.3. Radiocardiogramme.....	36
1.3.2. <i>Méthodes non invasives</i>	38
1.3.2.1. Impédance électrique.....	38
1.3.2.1.1. Principe.....	38
1.3.2.1.2. Réalisation.....	39
1.3.2.1.3. Difficultés rencontrées.....	41
1.3.2.1.4. Intérêts.....	42
1.3.2.2. Echographie.....	42
1.3.2.2.1. Mode TM.....	43
1.3.2.2.2. Mode doppler.....	45

2. DEUXIÈME PARTIE : ÉTUDE EXPÉRIMENTALE.....	50
2.1. MATERIELS ET METHODES.....	50
2.1.1. Sujets.....	50
2.1.2. Matériel.....	52
2.1.3. Préparation des animaux.....	52
2.1.4. Protocole d'examen.....	52
2.1.4.1. Mesure du diamètre aortique.....	52
2.1.4.2. Doppler aortique.....	53
2.1.4.3. Sélection des courbes des vitesses aortiques.....	53
2.1.4.4. Mesure de l'intégrale des vitesses.....	53
2.1.4.5. Mesure doppler de l'intervalle R-R.....	54
2.1.5. Calcul du débit cardiaque.....	54
2.2. RESULTATS.....	55
2.2.1. Mesure du diamètre aortique.....	55
2.2.1.1. Etude de la répétabilité.....	55
2.2.1.2. Relation entre le diamètre aortique et le poids et la surface corporels.....	56
2.2.2. Mesure des vitesses maximales aortiques.....	57
2.2.3. Détermination du débit cardiaque.....	58
2.2.3.1. Etude de la répétabilité.....	59
2.2.3.2. Relation entre le débit cardiaque et le poids et la surface corporelle.....	60
2.3. DISCUSSION.....	61
2.3.1. Echantillon.....	61
2.3.2. Matériel et technique d'échographie.....	62
2.3.3. Détermination du débit cardiaque.....	62
2.3.3.1. Mesure du diamètre aortique.....	63
2.3.3.2. Mesure de la Vmax.....	63
2.3.3.3. Détermination du débit cardiaque.....	64
CONCLUSION.....	68
BIBLIOGRAPHIE.....	69
ANNEXES.....	76
ANNEXE 1 : ABRÉVIATIONS UTILISÉES DANS LE TEXTE ET LES FIGURES.....	77
ANNEXE 2 : TABLEAUX DES RÉSULTATS.....	78

TABLE DES ILLUSTRATIONS :

Figures :

- Figure n°1 : Présentation des différents modes échographiques utilisés en cardiologie	7
- Figure n°2 : Echocardiographie doppler, analyse graphique : représentation du spectre des vitesses aortiques	10
- Figure n°3 : Différence entre doppler continu et doppler pulsé.	12
- Figure n°4 : Doppler couleur	12
- Figure n°5 : Un exemple d'arythmie sinusale respiratoire (tracé ECG, dII).....	15
- Figure n°6 : La régulation hétérométrique du débit cardiaque	17
- Figure n°7 : La régulation homométrique du débit cardiaque.....	18
- Figure n°8 : Rôle du système nerveux sympathique dans la régulation du débit cardiaque.....	20
- Figure n°9 : La régulation humorale du débit cardiaque.....	23
- Figure n°10 : Courbes de colorimétrie.....	30
- Figure n°11 : Courbe de thermodilution.....	32
- Figure n°12 : Radiocardiogramme.....	38
- Figure n°13 : Impédance électrique : positionnement des électrodes chez l'homme.....	40
- Figure n°14 : Impédance électrique : positionnement des électrodes chez le chien.....	40
- Figure n°15 : Les différentes coupes permettant une mesure du volume ventriculaire gauche en mode TM.....	44
- Figure n°16 : Les différentes coupes permettant une mesure du diamètre aortique en mode bidimensionnel.....	47
- Figure n°17 : Mesure du diamètre aortique.....	53
- Figure n°18 : Sélection du spectre des vitesses aortiques et mesure de l'intervalle R-R.....	54

Graphiques :

- Graphique n°1 : Répartition de l'effectif selon l'âge des sujets.....	50
- Graphique n°2 : Répartition de l'effectif selon le poids des sujets.....	51
- Graphique n°3 : Répétabilité des mesures du diamètre aortique (en mm) à partir de cinq mesures effectuées sur 6 chiens (sujets n°36 à 41).....	56
- Graphique n°4 : Diamètre aortique (en mm) en fonction du poids corporel (en kg).....	56
- Graphique n°5 : Diamètre aortique (en mm) en fonction de la surface corporelle (en m ²).....	57
- Graphique n°6 : Vmax aortique (en –m/sec) en fonction de la surface corporelle (en m ²).....	58
- Graphique n°7 : Vmax aortique (en –m/sec) en fonction du poids corporel (en kg).....	59
- Graphique n°8 : Répétabilité des mesures du débit cardiaque (en l/min) à partir de cinq mesures effectuées sur 6 chiens (sujets n°36 à 41).....	60
- Graphique n°9 : Débit cardiaque (en l/min) en fonction de la surface corporelle (en m ²).....	60
- Graphique n°10 : Débit cardiaque (en l/min) en fonction du poids corporel (en kg).....	61

Tableaux :

- Tableau n°1 : Les différents sujets de l'étude.....	78
- Tableau n°2 : Mesures de diamètres aortiques (en mm).....	79
- Tableau n°3 : Mesures des Vmax (en m/sec).....	80
- Tableau n°4 : Mesures des débits cardiaques (en l/min).....	81

Introduction

Ces vingt dernières années, l'échographie puis l'échographie doppler se sont imposées en médecine vétérinaire comme techniques de référence pour l'étude du système cardiovasculaire. Ces techniques d'imagerie reposent sur l'analyse de faisceaux d'ultrasons émis par une sonde puis renvoyés par les tissus rencontrés. Leur succès vient du fait qu'elles permettent une évaluation non invasive, non douloureuse et en temps réel du fonctionnement cardiovasculaire.

Le débit cardiaque est un paramètre qui était jusqu'à présent difficile à évaluer en pratique vétérinaire. En effet, les techniques de référence établies jusque là étaient lourdes à mettre en œuvre et nécessitaient l'anesthésie générale du patient. Depuis quelques années, des recherches ont été effectuées pour comparer la mesure du débit cardiaque par échocardiographie aux différentes techniques de référence. Dans notre étude nous nous sommes attachés à vérifier que la détermination du débit cardiaque par échocardiographie doppler, comme décrite par UEHARA [69] était une technique aisément réalisable et présentant une bonne répétabilité chez le chien sain.

Après un bref rappel sur l'échographie et l'échographie doppler et leurs applications en cardiologie, nous développerons les mécanismes de régulation du débit cardiaque et ses principales variations. Puis nous étudierons quelles ont été, jusqu'à présent, les différentes techniques qui ont permis d'évaluer le débit cardiaque du chien. Enfin, nous expliquerons la technique de détermination du débit cardiaque par échocardiographie doppler que nous avons utilisée et les résultats que nous avons obtenus seront exposés puis discutés.

1. Première partie : étude bibliographique.

1.1 . Bases de l'échographie et du doppler cardiaque.

Ces dernières années, la médecine vétérinaire a vu se développer de nouvelles technologies d'aide au diagnostic. Parmi elles, l'échographie, et l'échographie doppler, sont de plus en plus présentes dans les cliniques vétérinaires. Ces examens rapides, non douloureux et non invasifs sont en effet des moyens d'investigation de choix chez les carnivores domestiques. Dans cette partie nous nous attacherons à décrire brièvement les principes physiques sur lesquels reposent ces deux techniques puis nous indiquerons l'apport que ces techniques peuvent amener en cardiologie.

1.1.1. Principes de l'échographie et applications en cardiologie.

L'échographie est une technique d'imagerie médicale, non invasive, basée sur la physique des ultrasons. Elle permet de visualiser la structure interne des organes grâce à l'analyse de faisceaux d'ultrasons envoyés par une sonde puis réfléchis par les organes rencontrés.

1.1.1.1. Principes.

Les ultrasons sont émis par un cristal piezzo électrique contenu dans la sonde. Ils sont la traduction d'une stimulation électrique du cristal par un courant alternatif.

Les vagues d'ultrasons subissent les lois de la réflexion et de la diffusion. La réflexion d'une onde sur un obstacle est à l'origine de la formation d'un écho, ou faisceau d'ultrasons réfléchis, dont l'intensité dépend de la variation d'impédance acoustique entre l'obstacle et le milieu qui l'entoure. Les faisceaux non réfléchis subissent un phénomène de diffusion dans l'obstacle et certains permettent la visualisation de structures situées plus en profondeur.

Les faisceaux d'ultrasons réfléchis viennent en retour stimuler le cristal qui les traduit en impulsions électriques. Le cristal fonctionne donc alternativement en émetteur (1% du temps) et en récepteur (99% du temps). Enfin ces impulsions électriques sont analysées par l'échographe qui traduit le temps mis par les ultrasons réfléchis à

parvenir à la sonde en une distance entre les structures renvoyant les ultrasons et la sonde. Ceci permet la formation d'une image échographique en deux dimensions des organes étudiés sur le moniteur de l'appareil [54].

1.1.1.2. Les différents modes.

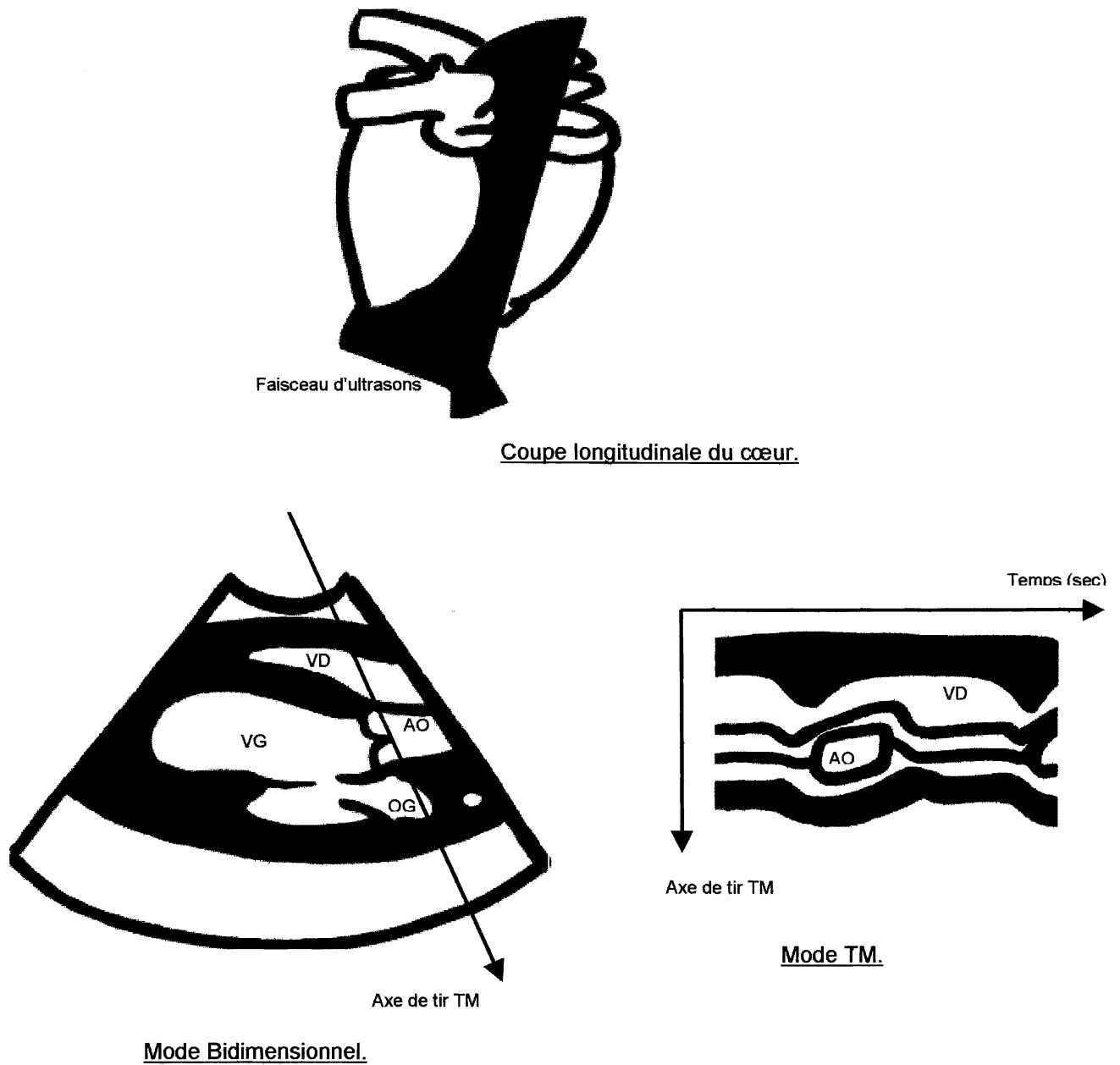


Fig. 1 : Présentation des différents modes échographiques utilisés en cardiologie. D'après [66].

Les images échographiques sont formées à l'écran selon différents modes [12]:

- Mode A (Amplitude) : l'écran affiche des pics de réflexion électrique dont l'amplitude est proportionnelle à l'intensité du faisceau réfléchi. Ce mode n'est plus utilisé qu'en échographie oculaire.
- Mode B (Bidimensionnel) : le cristal ou un ensemble de cristaux contenus dans la sonde sont animés par des mouvements de balayage tels que l'ensemble des informations échographiques du mode A est reporté sur l'écran sous la forme d'une multitude de points donnant une image bidimensionnelle (cf. figure n°1).
- Mode TM (Temps Mouvement) : l'écran affiche la variation des échos d'une ligne d'ultrasons en mode B en fonction du temps (cf. figure n°1).

1.1.1.3. Applications en cardiologie.

En cardiologie les modes utilisés sont les modes B et TM.

Le mode B permet une visualisation en deux dimensions des structures cardiaques selon différents plans de coupe [66][67]. Les principales indications de l'utilisation du mode B sont [14] :

- Examen des appareils valvulaires : morphologie des valves et des cordages ;
- Examen des cavités cardiaques ;
- Etude morphologique du myocarde ;
- Examen des gros vaisseaux ;
- Examen du péricarde.

Le mode TM permet une visualisation des mouvements relatifs des structures cardiaques entre elles au cours de plusieurs cycles cardiaques. Ceci rend possible le calcul de plusieurs indices de fonctionnement cardiaque et aboutit à une analyse quantitative du cycle cardiaque [7][38].

1.1.2. Principes et applications du doppler cardiaque.

L'échographie doppler permet de recueillir de manière non invasive des informations hémodynamiques sur les flux sanguins.

1.1.2.1. Principes physiques.

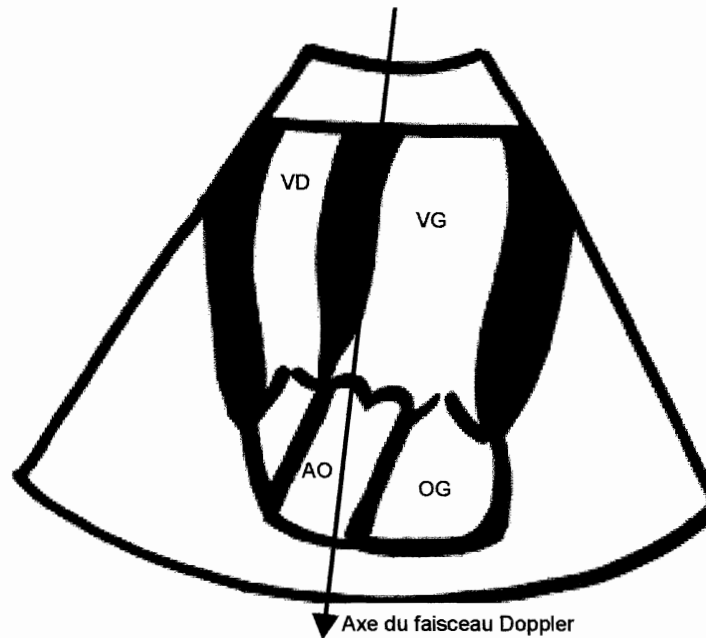
Cette technique est basée sur l'effet Doppler décrit pour la première fois par Johan Christian Doppler. Il avait établi que quand une onde émise par une source fixe se déplace vers un observateur fixe dans un milieu conducteur, sa longueur d'onde et sa fréquence sont stables. Par contre, quand la source ou l'observateur se déplacent, la fréquence et la longueur d'onde varient selon de nombreux paramètres dont la vitesse et le sens de déplacement de la source ou de l'observateur. Ainsi, la connaissance de la variation de la fréquence de l'onde réfléchie (fréquence doppler) permet de déterminer la vitesse et le sens de déplacement de la source ou de l'observateur.

En médecine [13], les globules rouges circulant dans les vaisseaux sanguins et dans les cavités cardiaques constituent un élément mobile (source) par rapport à la sonde ultrasonique (observateur). En application de l'effet Doppler, quand le flux sanguin va en direction de la sonde, la fréquence des échos réfléchis est augmentée, et inversement elle est diminuée quand le flux va à l'opposé de la sonde. Cette différence de fréquence permet de calculer la vitesse du flux sanguin et indique sa direction.

1.1.2.2. Utilisation.

En pratique, le signal doppler peut s'analyser de trois manières [13][55]:

- Analyse auditive : le signal doppler est transformé en signal acoustique tel que les flux laminaires ont une tonalité douce et les flux non laminaires une tonalité rude et intense.
- Analyse graphique : la vitesse des flux sanguins est représentée sur un graphique par des courbes représentant le spectre de l'ensemble des vitesses sanguines en temps réel (cf. figure n°2). Les courbes positives correspondent à des flux se dirigeant vers la sonde. Les courbes négatives correspondent à des flux s'éloignant de la sonde. Il existe simultanément un codage en modulation de brillance où les vitesses les plus représentées apparaissent les plus lumineuses.



Coupe longitudinale du cœur, dite « 5 cavités », abord parasternal gauche.

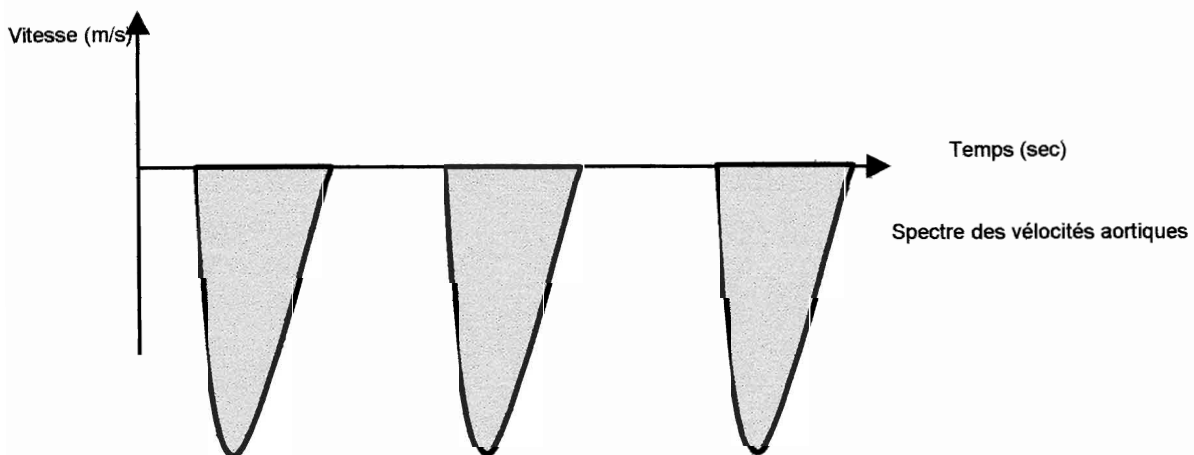


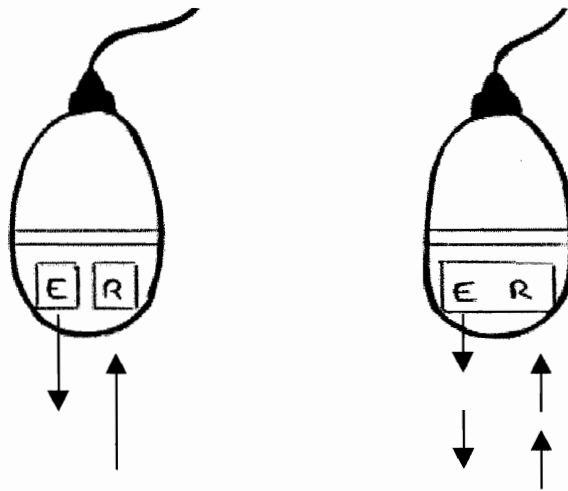
Fig. 2: Echocardiographie doppler, analyse graphique : représentation du spectre des vitesses aortiques. D'après [21].

- Analyse colorimétrique : elle couple une représentation échographique en mode B et des signaux doppler traduits en couleurs sur cette image. Il existe un léger décalage entre l'obtention de l'image en mode B et l'analyse des signaux doppler. En échocardiographie, cela peut conduire à des images aberrantes si la fréquence cardiaque est élevée. Par convention les flux laminaires se dirigeant vers la sonde

sont représentés en rouge, ceux se dirigeant à l'opposé de la sonde en bleu. Les flux non laminaires forment une autre gamme de couleurs qui s'ajoute en mosaïque au rouge ou au bleu.

Selon les sondes utilisées, il existe trois moyens d'obtenir des images doppler [13][55]:

- Le doppler continu : la sonde est composée d'un cristal émetteur qui produit des ultrasons de manière continue et d'un cristal récepteur qui reçoit en parallèle les échos réfléchis (cf. figure n°3). On obtient une analyse doppler de toute la ligne traversée par les ultrasons. Ce mode d'utilisation présente un manque de résolution spatiale important puisque le cristal récepteur analyse les échos réfléchis provenant de toute la ligne de tir. Il est ainsi impossible de localiser les endroits où la vitesse du flux sanguin est maximale. Cependant, ce mode est le seul qui permette de détecter des flux ayant une vitesse maximale élevée.
- Le doppler pulsé : la sonde n'utilise qu'un seul cristal qui se comporte alternativement en émetteur et en récepteur (cf. figure n°3). Ceci permet de ne mesurer les vitesses que sur un volume limité (ou porte doppler) dont la taille et la profondeur sont choisies par l'utilisateur. Ce mode permet d'éliminer le problème du manque de résolution spatiale du doppler continu. Cependant, cela s'accompagne d'un problème de détection des vitesses les plus élevées. En effet, il se produit un phénomène d'aliasing (ou repliement spectral) avec inversion artéfactuelle de la vitesse du flux sanguin lorsque la fréquence d'émission et de réception (ou PRF : Pulse Repetition Frequency) des ultrasons est basse. Ceci se produit lorsque la profondeur de la porte doppler est élevée ou lorsque la vitesse à mesurer est supérieure à 1m/s. Il existe deux moyens d'éviter cet artéfact. On peut utiliser des sondes à basse fréquence (2 ou 3,5 MHz), mais ceci induit une perte de netteté de l'image en mode B. On peut également utiliser des appareils à mode pulsé à haute fréquence (ou « high PRF »), dans lesquels l'enregistrement se fait sur plusieurs fenêtres réparties le long du même axe.



Doppler continu : un cristal émetteur (E) et un cristal récepteur (R) fonctionnant en parallèle.

Doppler pulsé : un seul cristal fonctionnant alternativement en émetteur (E) et en récepteur (R).

Fig. 3 : Différence entre doppler continu et pulsé.
D'après [13].

- Le doppler couleur : c'est une forme particulière de doppler couplant l'analyse colorimétrique et plusieurs dopplers pulsés balayant un secteur de 30 à 60 degrés (cf. figure n°4). L'image colorimétrique est superposée à une image en mode B et permet une cartographie des flux sanguins. Elle est soumise au même phénomène d'aliasing que le doppler pulsé pour une vitesse maximale supérieure à 1m/s, ce qui se traduit par une inversion de couleur.

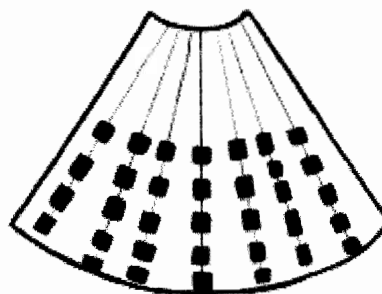


Fig. 4 : Doppler couleur : nombreuses « portes doppler » balayant un secteur de 30 à 60°. D'après [13].

En pratique, il convient de faire une utilisation mixte de ces différents modes. Dans un premier temps, l'utilisation du doppler pulsé ou du doppler couleur permet de localiser le flux à analyser, puis le doppler continu permet une mesure de la vitesse maximale du flux étudié.

1.1.2.3. Applications en cardiologie.

En cardiologie, le doppler est utilisé pour la détection des shunts cardiaques, la mesure des gradients de pression transvalvulaires, la surveillance de la réponse hémodynamique à un traitement et le calcul du débit cardiaque [13][64]. Ceci permet de détecter précocement les anomalies cardiaques congénitales et acquises et de suivre leur évolution avec ou sans traitement.

Ainsi, comme nous l'avons développé, l'échographie, associée à la technique doppler sont des examens de choix en cardiologie. Le développement récent de ces techniques en médecine vétérinaire est en train de révolutionner notre approche des affections cardiaques chez les carnivores domestiques.

1.2 . Le débit cardiaque.

Le débit cardiaque peut être défini comme étant la quantité de sang en millilitres éjectée par minute par chaque ventricule [30]. Il dépend de deux facteurs qui sont la fréquence cardiaque et le volume d'éjection systolique. Le débit cardiaque est identique en tout point du circuit vasculaire et en conséquence il est le même pour le cœur droit et le cœur gauche. Il est ajusté en permanence pour que le sang circulant corresponde aux besoins métaboliques de l'organisme.

Nous allons étudier dans cette partie quels sont les facteurs déterminant le débit cardiaque, leur régulation et enfin nous établirons quelles affections peuvent entraîner une variation du débit cardiaque.

1.2.1. Les déterminants du débit cardiaque.

La définition même du débit cardiaque conduit à une formule de calcul simple :

$$DC = FC \times VES$$

- Où : - DC : débit cardiaque en millilitres par minutes ;
- FC : fréquence cardiaque en battements par minute (bpm) ;
- VES : volume d'éjection systolique en millilitres.

Le volume d'éjection systolique d'un ventricule dépend à chaque instant de la contractilité de son myocarde et de la précharge et de la postcharge du ventricule [4]. Par conséquent, la formule du débit cardiaque peut s'exprimer de la manière suivante :

$$DC = FC \times [(contractilité \times précharge) / postcharge]$$

Nous allons à présent nous attacher à définir ces quatre composants du débit cardiaque.

1.2.2.1. La fréquence cardiaque.

La fréquence cardiaque est définie comme étant le nombre de cycles cardiaques par minute. Elle dépend du nombre de décharges spontanées du nœud sino-atrial et de l'équilibre entre les stimulations des systèmes para et orthosympathique sur le tissu nodal [37].

Toute augmentation de la fréquence cardiaque aura pour conséquence, les autres paramètres étant constants, une augmentation du débit cardiaque. Cependant, quand la fréquence cardiaque dépasse un certain seuil (150 – 180 bpm chez le chien) [16], il est possible d'observer une diminution du débit cardiaque. En effet, l'augmentation de la fréquence se fait aux dépens de la durée de la diastole alors que celle-ci est le moment du cycle cardiaque qui permet le remplissage des différentes chambres et où le flux sanguin coronaire peut oxygéner le myocarde. En conséquence une augmentation trop importante de la fréquence cardiaque conduit à un défaut de remplissage ventriculaire et à une hypoxie du myocarde qui seront responsables d'une diminution des performances cardiaques [33].

Chez le chien, la fréquence cardiaque varie selon la taille et la race du sujet. Ainsi les valeurs physiologiques vont de 70 bpm chez les grandes races à 160 bpm chez les

petites races. Elle connaît également d'importantes variations physiologiques en fonction de l'âge, de l'activité (nervosité, stress, sommeil, exercice), des conditions extérieures (augmentation par temps chaud) [70].

Dans cette espèce, l'équilibre entre les influences des systèmes nerveux sympathique et parasympathique est en faveur du système nerveux parasympathique. Ceci conduit de manière physiologique à une variation du rythme cardiaque pendant la respiration. A l'expiration, une stimulation vagale induit un ralentissement de la fréquence cardiaque et à l'opposé on observe une accélération de la fréquence cardiaque à l'inspiration (cf. figure n°5). Ce phénomène est appelé arythmie sinusale respiratoire et est observé à partir de l'âge de quatre semaines pour des fréquences cardiaques inférieures à 150 bpm. Cette arythmie peut être accentuée lors de dyspnées sévères (par exemple lors de pneumothorax, de fibrose ou d'emphysème) à cause d'une augmentation de la pression intrathoracique. Elle est également particulièrement présente chez les chiens de race brachycéphale qui ont un tonus vagal exacerbé par rapport aux autres races [8][25].



Fig. 5 : Un exemple d'arythmie sinusale respiratoire (tracé ECG en dII).

1.2.1.2. La contractilité.

La contractilité peut être définie comme étant la capacité d'un muscle à atteindre la tension maximale qui peut être développée à partir d'une longueur de repos donnée [4]. La contractilité du myocarde est indépendante de la postcharge.

Sa régulation, pour un cœur normal, est effectuée par stimulation directe du système nerveux autonome. Une augmentation de la contractilité peut être à l'origine d'une augmentation du débit cardiaque en diminuant le volume télésystolique [16].

1.2.1.3. La précharge.

La précharge ventriculaire est le degré de tension musculaire d'un ventricule au début de sa contraction. Elle est souvent assimilée au volume télédiastolique et est caractérisée par la pression télédiastolique [33]. La régulation de la précharge dépend essentiellement du retour veineux.

Une augmentation de la précharge aura pour conséquence chez un animal sain une augmentation du débit cardiaque par des mécanismes que nous développerons plus tard.

Il existe une relation inverse entre le volume sanguin dans les veines systémiques et la précharge. Plus le compartiment veineux diminue par vasoconstriction, plus le sang retourne aux ventricules et donc, plus la précharge augmente [37].

La précharge normale chez le chien est de 3mm Hg pour le ventricule droit et 5mm Hg pour le ventricule gauche [16].

1.2.1.4. La postcharge.

La postcharge est la charge contre laquelle le ventricule exerce sa force contractile. Elle est représentée par la pression dans l'artère issue du ventricule et est assimilée aux résistances vasculaire périphériques [33].

Une augmentation de la postcharge pourra être à l'origine d'une diminution du débit cardiaque.

1.2.2. La régulation du débit cardiaque.

Comme nous l'avons dit précédemment, le débit cardiaque s'adapte en permanence aux besoins métaboliques de l'organisme. Il existe une adaptation battement après battement du volume de sang éjecté en fonction du volume sanguin arrivant au cœur. Lorsque cette adaptation n'est plus suffisante, le débit cardiaque est régulé

par une stimulation nerveuse via le système nerveux autonome, puis, si nécessaire, par une stimulation hormonale.

1.2.2.1 La régulation physique du débit cardiaque.

1.2.2.1.1. Autorégulation hétérométrique : rôle de la précharge.

Dans les conditions physiologiques, toute variation du retour veineux et donc de la précharge est à l'origine d'une variation en même sens du volume d'éjection systolique. Ce phénomène, ou loi de Frank-Starling du cœur (autorégulation hétérométrique), permet d'équilibrer à chaque instant les quantités de sang éjectées par les ventricules droit et gauche, et ainsi d'éviter toute surcharge sanguine dans les différents secteurs veineux [16].

Cette faculté d'adaptation s'explique par le fait qu'une augmentation du volume télédiastolique entraîne un étirement en conséquence des fibres du myocarde ventriculaire. L'étirement induit provoque un agencement optimal des filaments d'actine et de myosine. Ceci permet une contraction maximale capable d'éjecter le volume sanguin supplémentaire [33]. De plus l'étirement des parois de l'oreillette droite par le sang supplémentaire induit une stimulation du nœud sino-atrial qui a pour conséquence une augmentation de la fréquence cardiaque pouvant atteindre 10% (cf. figure n°6).

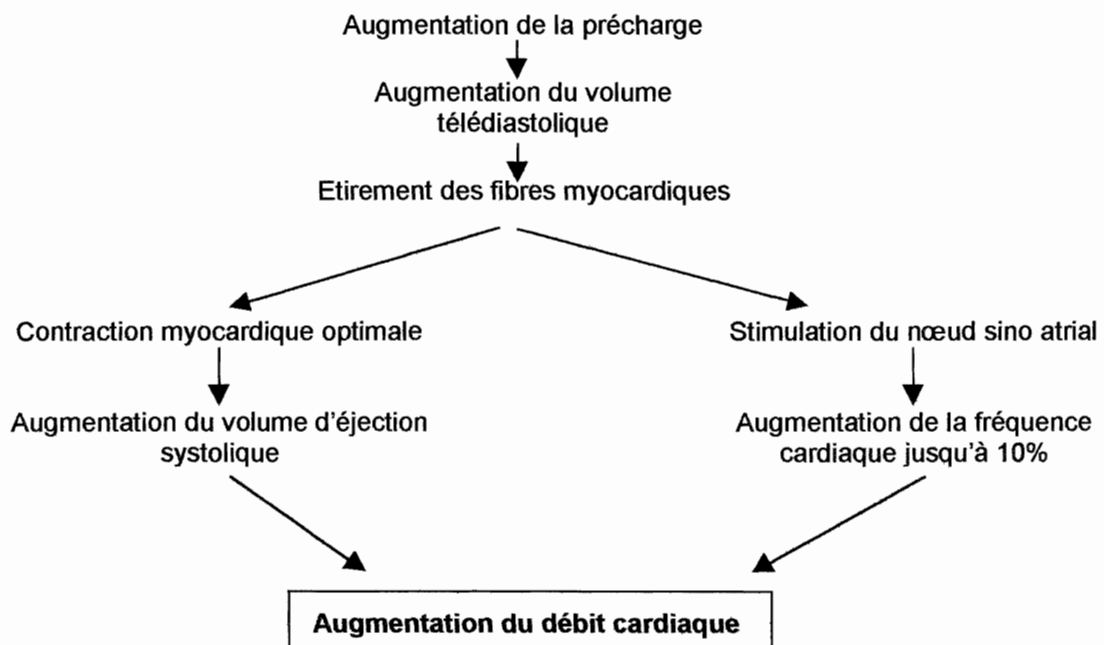


Fig. 6 : La régulation hétérométrique du débit cardiaque.

1.2.2.1.2. Autorégulation homométrique : rôle de la postcharge.

En conséquence de la loi de Frank-Starling, une augmentation de la postcharge aura peu d'effet sur le débit cardiaque dans les conditions physiologiques. Cependant, une augmentation aiguë de la postcharge induit un volume ventriculaire téléstolique plus important. Ceci aura comme répercussion une augmentation de la précharge ventriculaire qui à son tour sera à l'origine d'une contraction plus forte du ventricule permettant d'éjecter le sang supplémentaire (cf. figure n°7) [4].

Lors d'augmentations chroniques de la postcharge, la régulation par l'augmentation de la précharge est rapidement dépassée. Le maintien du débit cardiaque est alors assuré par un épaississement de la paroi du myocarde de manière à fournir des contractions plus fortes (loi de Laplace). Cependant, si la postcharge reste élevée, l'épaississement du muscle cardiaque réduit le volume ventriculaire et ne permet plus de maintenir un débit cardiaque correct [16].

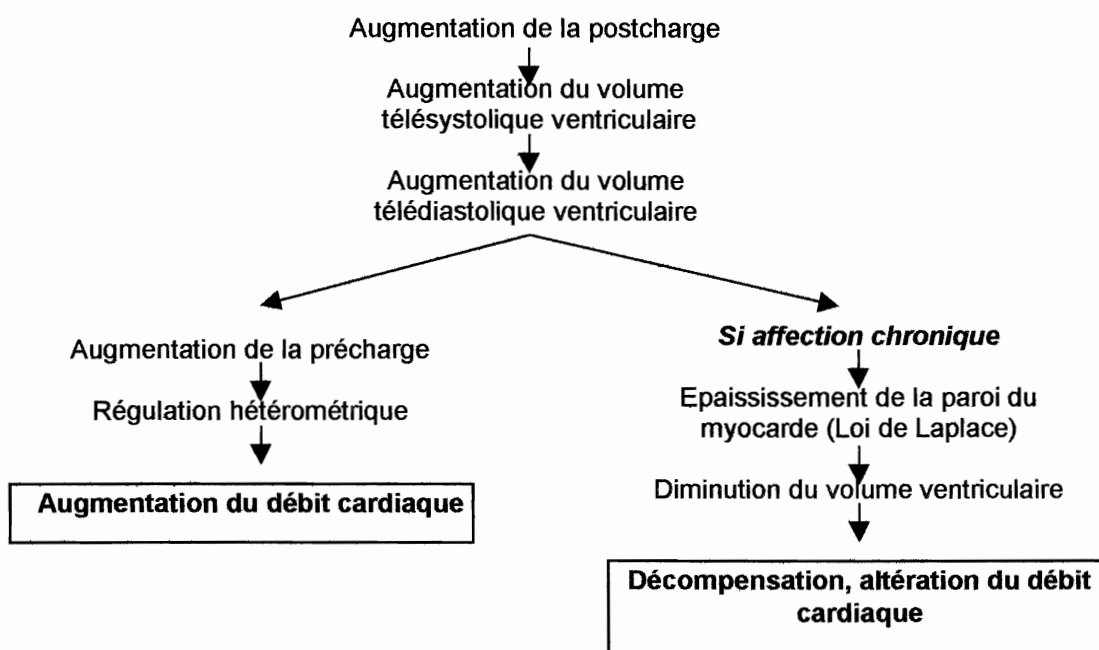


Fig. 7 : La régulation homométrique du débit cardiaque.

1.2.2.1.3 La température.

Une augmentation de la température corporelle peut être à l'origine d'une augmentation de la fréquence cardiaque pouvant aller jusqu'à 100% et d'une augmentation transitoire, jusqu'à épuisement des réserves cardiaques, de la contractilité du myocarde [33]. A l'opposé, une hypothermie sévère (15-20°C) induit une bradycardie importante.

Ces modifications de la fréquence et de la contractilité cardiaques sont liées aux variations de la perméabilité ionique que l'on observe lors de variation de la température (une hausse de la température s'accompagnant d'une hausse de la perméabilité membranaire) [33].

1.2.2.2. La régulation nerveuse du débit cardiaque.

Lorsque les adaptations homométriques et hétérométriques sont dépassées, le cœur ne parvient plus à assurer un débit convenable. Toute variation de la pression artérielle provoque une stimulation réflexe du système nerveux autonome via les barorécepteurs artériels et les récepteurs volumiques atriaux. Le système nerveux autonome intervient aussi en réponse à des stimuli environnementaux et comportementaux. Il permet un contrôle fin et rapide du débit cardiaque en jouant sur la fréquence et la contractilité cardiaques mais aussi sur les résistances du lit vasculaire [16].

1.2.2.2.1 Stimulation sympathique du cœur :

Au repos, il existe en permanence une stimulation sympathique du cœur à bas bruit. Le système nerveux sympathique agit sur le cœur par la libération locale de son neuromédiateur, la noradrénaline. La noradrénaline est synthétisée et stockée dans les fibres nerveuses sympathiques cardiaques [10]. Elle agit sur les récepteurs alpha et bêta adrénergiques du cœur et de la paroi musculaire lisse des vaisseaux sanguins (cf. figure n°8).

Son effet bêta 1 adrénergique induit une augmentation de la fréquence de dépolarisation du nœud sino-atrial et une augmentation de la vitesse de conduction de l'influx nerveux dans le muscle cardiaque, ainsi qu'une diminution de la période réfractaire. Ceci conduit à une augmentation de la fréquence cardiaque. De plus, la noradrénaline provoque des contractions cardiaques plus rapides, plus fortes et plus courtes, ce qui est à l'origine d'une augmentation du volume d'éjection systolique. Ces deux effets entraînent une augmentation du débit cardiaque.

En outre, la noradrénaline agit par ses effets alpha adrénergiques en induisant une constriction des artérioles et des veines splanchniques pour redistribuer le sang vers les organes à hauts besoins métaboliques (cœur, cerveau, muscles en activité). Cet

effet contribue, par une augmentation de la précharge, à la hausse ou au maintien du débit cardiaque [16].

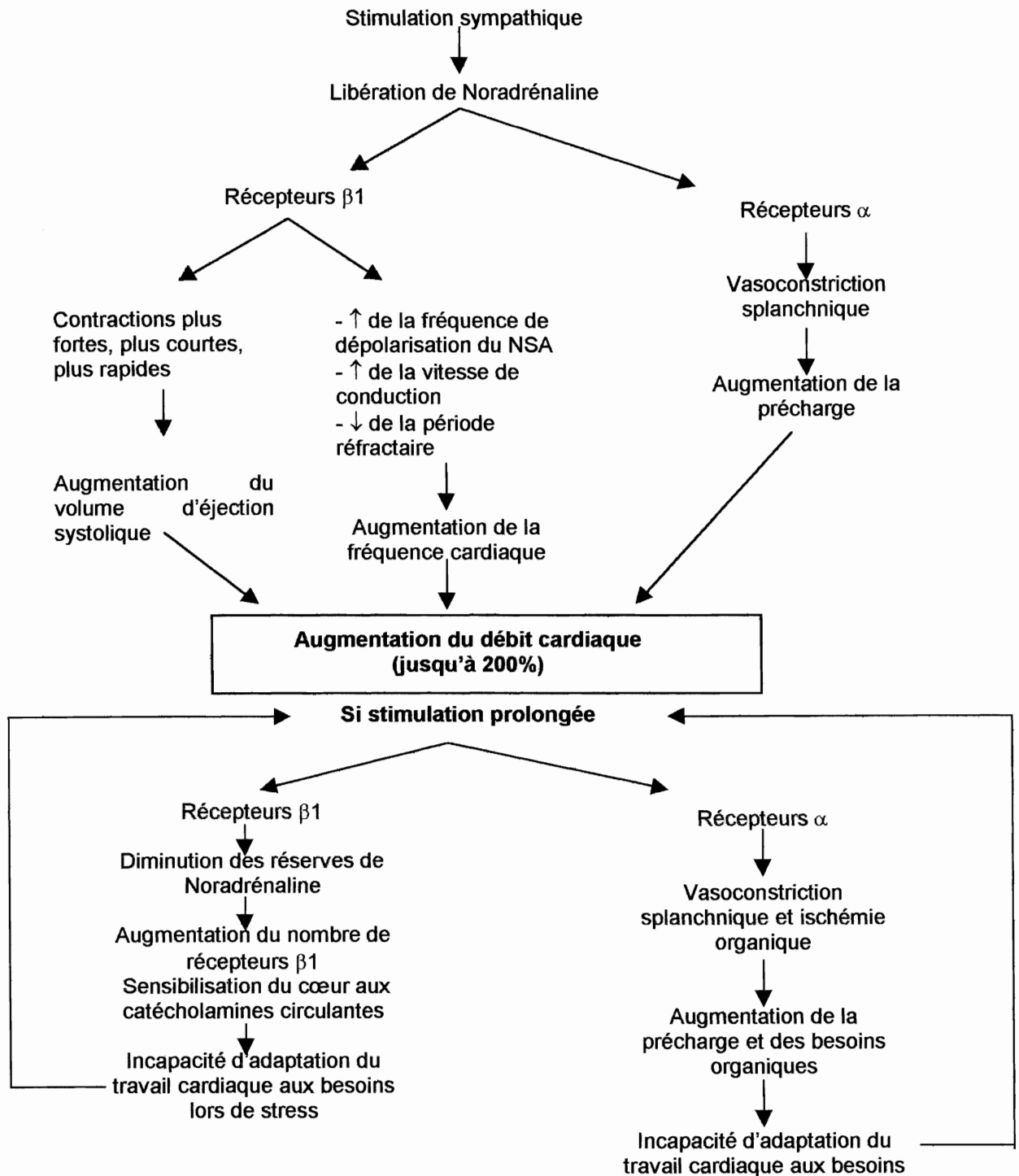


Fig. 8 : Rôle du système nerveux sympathique dans la régulation du débit cardiaque.

L'augmentation ainsi obtenue du débit cardiaque peut aller jusqu'à 200% [33]. Au long terme, on observe une diminution des réserves en noradrénaline du cœur et par voie de conséquence, une sensibilisation du cœur aux catécholamines circulantes via une augmentation du nombre de récepteurs bêta adrénergiques du tissu cardiaque. Ainsi, le moindre stress s'accompagnera d'un dépassement des capacités cardiaques. Si la stimulation sympathique du cœur se prolonge, les effets alpha adrénergiques deviennent à leur tour délétères car la vasoconstriction induite est à l'origine d'une ischémie organique et d'une augmentation excessive de la précharge. Le travail du cœur s'en voit augmenté et l'on entre alors dans un système auto-aggravant [4].

1.2.2.2 Stimulation parasympathique du cœur.

Le système parasympathique agit sur le cœur via le nerf vague au niveau des nœuds sinusal et auriculo-ventriculaire. Le myocarde ventriculaire est quant à lui très peu innervé par le système parasympathique [10].

Le neuromédiateur parasympathique est l'acétylcholine. Son action au niveau des récepteurs muscariniques des cellules cardiaques et des artéioles vient s'opposer aux effets d'une stimulation sympathique. En effet, lors d'une importante stimulation parasympathique, on observe une diminution de la fréquence et de la capacité contractile du cœur. Ceci conduit globalement à une diminution des performances myocardiques pouvant atteindre 50%.

Dans un organisme intact, l'action des systèmes nerveux ortho et parasympathique est complémentaire puisqu'une augmentation de l'activité de l'un s'accompagne d'une inhibition de l'autre et réciproquement.

1.2.2.3 La régulation humorale du débit cardiaque.

La régulation nerveuse réflexe du débit cardiaque peut être complétée et renforcée par une régulation humorale, plus lente à s'installer et plus puissante. Cette régulation est assurée par la médullosurrénale d'un côté et par le système rénine-angiotensine-aldostérone de l'autre (cf. figure n°9).

1.2.2.3.1 Rôle de la médullosurrénale.

Lorsque le système sympathique est stimulé par voie réflexe, les neurones efférents stimulent également la libération d'adrénaline dans le courant sanguin par la médullosurrénale. L'adrénaline va exercer une action alpha et bêta-adrénergique similaire à celle de la noradrénaline [16].

1.2.2.3.2 Système rénine angiotensine aldostérone.

Lorsqu'il s'installe une insuffisance cardiaque chronique, les reins jouent un rôle non négligeable dans la régulation du débit cardiaque. En effet, en limitant les pertes hydriques, ils contribuent au maintien de la précharge et de la régulation hétérométrique du débit.

Dans un premier temps, la stimulation de l'axe alpha adrénergique a pour conséquence une vasoconstriction rénale qui fait chuter le taux de filtration glomérulaire et permet de limiter les pertes urinaires hydrosodées. Ceci contribue à augmenter la précharge. De plus, l'hypoperfusion rénale stimule les récepteurs des artérioles rénales afférentes, ce qui déclenche en retour la libération de rénine par l'appareil juxta-glomérulaire. La rénine convertit ensuite l'angiotensinogène en angiotensine I. Cette dernière est métabolisée en angiotensine II dans les poumons. L'angiotensine II est un puissant vasoconstricteur et contribue, elle aussi, à maintenir la précharge. Elle agit également en stimulant la libération de l'aldostérone par les surrénales ce qui réduit également les pertes hydrosodées.

Dans les conditions physiologiques, un retour à un débit cardiaque et à une pression artérielle corrects exercent un rétrocontrôle négatif sur le système rénine-angiotensine-aldostérone. Lors d'insuffisance cardiaque, l'impossibilité à maintenir le débit cardiaque et la pression artérielle conduit à une stimulation permanente du rein ce qui à terme aggrave l'insuffisance cardiaque en demandant plus de travail au cœur [4].

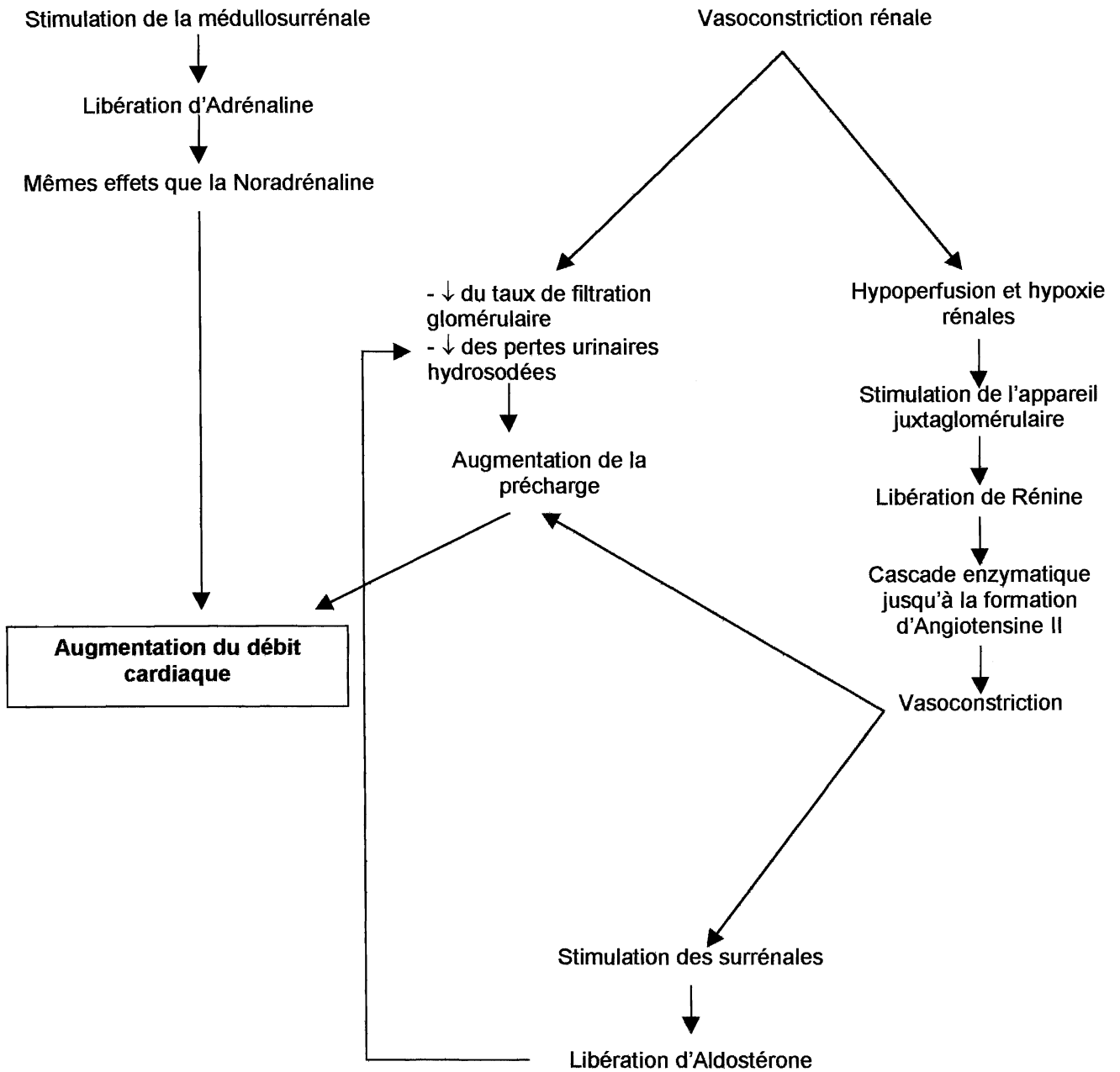


Fig. 9 : La régulation humorale du débit cardiaque.

Comme nous l'avons développé au cours de cette partie, les mécanismes de régulation du débit cardiaque peuvent permettre au cœur de réagir d'une manière à la fois rapide et durable à des perturbations hémodynamiques. Cependant lorsqu'une perturbation s'installe de manière chronique, les mécanismes de régulation ne deviennent plus suffisants et induisent une auto-aggravation de l'affection causale.

C'est pourquoi il pourrait être intéressant de déterminer précocement les variations du débit cardiaque, pour pouvoir intervenir d'une manière thérapeutique avant l'installation de l'auto-aggravation. Le suivi du débit cardiaque dans certaines affections pourrait également permettre d'apprécier les réponses aux traitements.

1.2.3. Les variations du débit cardiaque.

En médecine humaine, de nombreuses affections sont connues comme étant responsables de hauts ou de bas débits cardiaques [33]. La détermination du débit cardiaque, facilitée par les techniques disponibles en milieu hospitalier, leur est donc devenue un appréciable outil de suivi clinique. Cependant, en médecine vétérinaire, si nous retrouvons de nombreuses affections identiques, nous sommes trop souvent limités par la difficulté diagnostique de leurs répercussions hémodynamiques. C'est pourquoi, il pourrait être intéressant pour le praticien de connaître les affections induisant des syndromes à haut ou à bas débits cardiaques, et de suivre leur évolution par un suivi du débit.

1.2.3.1. Affections à hauts débits.

Il existe des situations transitoires, physiologiques, dans lesquelles le débit cardiaque peut être augmenté pour correspondre à une augmentation des besoins de l'organisme (exercice, excitation). A l'opposé, il existe également des situations prolongées, pathologiques, au cours desquelles le débit cardiaque s'installe à un niveau élevé, non sans répercussions sur l'organisme et sur la fonction cardiaque. Ceci se retrouve dans deux cas de figure [8][30] :

- Les états hyperdynamiques, où une augmentation chronique des besoins métaboliques de l'organisme, associée à une chute des résistances vasculaires périphériques sont à l'origine d'une augmentation chronique du débit cardiaque. C'est le cas de l'hyperthyroïdie, de la fièvre ou de la gestation.
- Les états hypercinétiques tels que l'anémie et les fistules artérioveineuses systémiques.

Le cœur développe alors des mécanismes compensatoires de dilatation et d'hypertrophie. Cela peut évoluer en une insuffisance cardiaque congestive,

notamment si la fonction cardiaque était déjà affaiblie avant l'installation de ces affections.

Chez le chien, la cause la plus fréquente de syndrome à haut débit est l'anémie. Il a été démontré chez l'homme que l'on observait une augmentation du débit cardiaque pour un hématicrite inférieur à 25% (normes 37 à 54% [68]). Si l'anémie est modérée et se développe progressivement, l'augmentation du débit cardiaque est assurée par une accélération de la fréquence cardiaque. Si l'anémie est chronique et sévère, la fréquence cardiaque reste normale ou augmente peu. L'augmentation du débit cardiaque est alors secondaire à une hausse de volume d'éjection systolique (due à une diminution de la viscosité sanguine) et à une augmentation du tonus artériolaire systémique [8].

Les fistules artérioveineuses peuvent être congénitales ou acquises. L'augmentation du débit cardiaque est secondaire à une chute des résistances vasculaires périphériques et à une diminution du flux sanguin tissulaire dues à la présence d'un shunt du flux sanguin normal. Quand ces fistules concernent les vaisseaux périphériques, la circulation collatérale se développe et il y a création d'une hypertension veineuse. Ceci aboutit à une augmentation du retour veineux et à l'activation de mécanismes compensatoires neurohormonaux pour maintenir la pression artérielle. Cet état peut être à l'origine d'un cercle auto-aggravant avec développement secondaire d'une insuffisance circulatoire congestive [8].

L'hyperthyroïdie est rare chez le chien, comparé au chat ou à l'homme. Ses répercussions hémodynamiques peuvent être à l'origine d'une cardiomyopathie réversible ou d'une décompensation cardiaque si le sujet présentait à l'origine une affection cardiaque. L'augmentation du débit cardiaque est secondaire à deux mécanismes concomitants [8]. L'augmentation du taux circulant d'hormones thyroïdiennes induit une augmentation des demandes métaboliques et en oxygène du sujet ainsi qu'une chute des résistances vasculaires périphériques. Les hormones thyroïdiennes exercent également une action directe sur le cœur et une stimulation adrénergique, ce qui conduit à une élévation de la fréquence cardiaque, de la fraction d'éjection ventriculaire, de la contractilité cardiaque et de la consommation en oxygène du myocarde.

Lors de gestation, l'augmentation du débit cardiaque est secondaire à une augmentation des besoins de l'organisme. A l'opposé, la place occupée par l'utérus gravide en fin de gestation peut entraîner une diminution du retour veineux et un

syndrome à bas débit, pouvant être accentués par un décubitus dorsal, et qu'il faudra prendre en compte lors d'intervention chirurgicale (césarienne par exemple) [58].

Parmi les autres affections pouvant induire un haut débit cardiaque, nous pouvons également citer la carence en thiamine, l'anxiété et certaines atteintes pulmonaires [33].

1.2.3.2. Affections à bas débits.

L'apparition d'un syndrome à bas débit cardiaque peut être une urgence vitale puisqu'un effondrement du débit cardiaque peut induire un état de choc et la mort.

La chute du débit cardiaque peut être lié à un dysfonctionnement cardiaque, par exemple lors de myocardite, de valvulopathie sévère. Dans ces circonstances, le cœur est incapable d'assurer son rôle mécanique de propulsion du sang vers les autres organes et on assiste à une stase sanguine pouvant conduire d'un syndrome congestif à une défaillance organique multiple suite à un choc cardiogénique.

Le débit cardiaque peut également chuter suite à une diminution du volume sanguin circulant, lors de déshydratation sévère ou d'hémorragie massive [39]. Une obstruction, ou plus fréquemment une occlusion ou subocclusion des grosses veines peut également être à l'origine d'un bas débit par diminution du retour veineux. Ce phénomène se rencontre notamment dans la pathogénie du choc lors de dilatation-torsion de l'estomac chez le chien [36], ou lors de syndrome cave lors de dirofilariose cardiaque [20]. Il sera également à prendre en considération lors de la gestion de la réanimation et de l'anesthésie pour des interventions en fin de gestation (césarienne par exemple)[58].

Ainsi, si les hauts débits cardiaques ne constituent pas des urgences médicales, les bas débits sont importants à surveiller. L'évolution récente de la médecine vétérinaire, avec notamment un grand développement de la médecine d'urgence, promet un bel avenir aux techniques permettant de suivre simplement la restauration du débit cardiaque dans des situations mettant en jeu le pronostic vital.

De la même manière, un suivi du débit cardiaque lors d'insuffisance cardiaque chronique permettrait de détecter précocement les décompensations, d'ajuster le traitement et de surveiller les effets de la thérapeutique mise en œuvre.

Comme nous pouvons le constater, les variations du débit cardiaque sont des conséquences d'un grand nombre d'affections et leur maîtrise thérapeutique est très intéressante. Cependant, en médecine vétérinaire, la détermination du débit cardiaque était jusqu'ici très invasive et ne pouvait être réalisée sans faire encourir à l'animal un risque anesthésique non négligeable. L'avènement de l'échocardiographie doppler pourrait nous permettre de faire un bon important dans le suivi de ces affections et dans les solutions thérapeutiques que nous pouvons leur apporter.

Nous allons à présent nous attacher à décrire les différentes techniques qui ont été mises au point pour permettre la détermination du débit cardiaque. Nous étudierons également dans quelles mesures ces techniques sont applicables à la pratique vétérinaire.

1.3. Détermination du débit cardiaque.

Comme nous l'avons étudié précédemment, le suivi du débit cardiaque pourrait être un outil intéressant en médecine canine. C'est pourquoi nous nous proposons dans cette partie de décrire puis d'évaluer la faisabilité des différentes techniques permettant d'apprécier le débit cardiaque.

1.3.1. Méthodes invasives.

1.3.1.1. Méthode de Fick.

C'est historiquement la première technique utilisée pour déterminer le débit cardiaque [27]. Elle demeure encore de nos jours une technique de référence.

1.3.1.1.1. Principe.

Fick calcule le débit cardiaque à partir du rapport entre la consommation en oxygène sur une période donnée et la différence de concentration en oxygène entre le sang artériel et le sang veineux sur cette même période.

1.3.1.1.2. Réalisation..

La consommation en oxygène du patient est mesurée grâce à un spiromètre sur une période de 3 à 5 minutes.

Des échantillons de sang artériel et veineux sont prélevés de manière anaérobie, au début et à la fin de la période de mesure, par l'intermédiaire de cathéters placés dans les artères carotide et pulmonaire. Puis la concentration sanguine en oxygène de ces prélèvements est évaluée par oxymétrie. Cela permet de calculer le débit cardiaque selon l'équation de Fick [22] :

$$\text{Débit cardiaque (ml/min)} = \frac{\text{Consommation en oxygène (ml/min)}}{\text{Différence de concentration en oxygène entre le sang artériel et le sang veineux}}$$

Cette technique, invasive par la nécessité de poser un cathéter artériel, nécessite de nombreuses corrections selon la température corporelle du sujet et la température et la pression de l'oxygène inspiré. Elle n'est pas utilisable chez des animaux non anesthésiés ou tranquilisés.

La principale source d'erreur vient du fait que la consommation en oxygène et le débit cardiaque doivent rester stables sur la période de mesure. Un autre biais est introduit par la réalisation des prélèvements sanguins au début et à la fin de la période de mesure, plutôt que d'effectuer des mesures continues pendant cette période (ce qui est beaucoup plus difficile à réaliser). Il faut de plus prélever de manière précise et rapide les mêmes quantités de sang et effectuer rapidement les mesures (il existe en effet un délai maximum de 2h si les prélèvements sont placés dans de l'eau glacée).

Cette technique ne permet pas une mesure en temps réel du débit cardiaque étant donné qu'il existe un délai inhérent à l'analyse des prélèvements sanguins.

La détermination du débit cardiaque selon la méthode de Fick est compte tenu de sa lourdeur peu adaptée aux cabinets vétérinaires. Pour ces mêmes raisons, elle est réservée à la recherche en médecine humaine

1.3.1.2. Colorimétrie.

La colorimétrie a été introduite dans les années soixante mais a été quasi abandonnée depuis.

1.3.1.2.1. Principe.

Cette méthode repose sur l'injection intravasculaire d'un indicateur non diffusible suivie de l'étude de son passage dans le cœur. Cette dernière est effectuée en réalisant des prélèvements artériels en série et en étudiant le temps de transit de l'indicateur par le point de prélèvement. Ceci permet l'établissement de courbes de dilution dont l'intégration conduit à la détermination du débit cardiaque.

1.3.1.2.2. Réalisation.

Différents produits ont été utilisés comme indicateurs : l'albumine, le chlorure de sodium, le bleu d'Evans, le vert de Fox ou encore le vert d'Indocyanine [28].

L'injection de l'indicateur est effectuée soit par une veine périphérique (veine jugulaire externe) [28] soit directement dans l'atrium gauche via un cathéter [24]. Elle est réalisée en quelques secondes et est immédiatement suivie d'un rinçage de la tubulure par 5ml de sérum physiologique ou de sang de manière à ce que tout l'indicateur passe dans la circulation.

Du sang artériel est ensuite prélevé par un cathéter placé dans une artère périphérique. Ce prélèvement est effectué par une pompe, soit de manière continue pendant l'intervalle de mesure, soit de manière sériée où chaque prélèvement correspond à un instant t déterminé. Le sang prélevé est acheminé vers la cuvette d'un densimètre où sont réalisés les dosages.

Ainsi, des courbes de dilution sont établies (cf. figure n°10), dont on extrapole la branche descendante pour limiter l'influence de la recirculation de l'indicateur. C'est à partir de ces courbes qu'est déterminé le débit cardiaque, selon la formule [28]:

$$DC = (60 \times I) / (C \times t)$$

Où :

- DC : débit cardiaque en ml/min ;
- I : quantité d'indicateur injectée ;
- C : concentration moyenne en indicateur ;
- T : temps de passage de l'indicateur à travers le cœur (en secondes) = temps de transit de l'indicateur par le point de prélèvement.

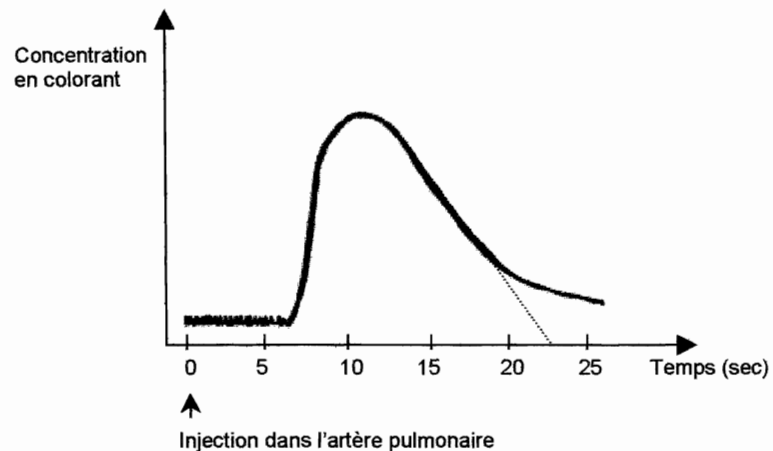
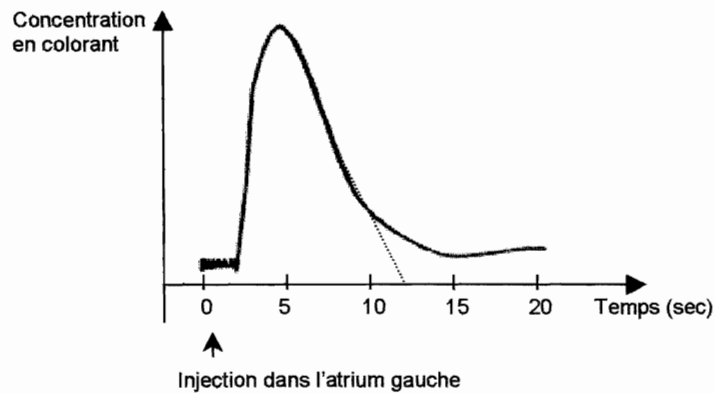


Fig. 10 : Courbes de colorimétrie.
D'après [24].

1.3.1.2.3 Inconvénients.

Cette technique nécessite un étalonnage du densimètre avant et après la réalisation des mesures. La calibration s'effectue sur un échantillon de sang dont la concentration en indicateur est connue. Certains auteurs ont démontré que l'on pouvait obtenir un gain en temps et en précision en utilisant du chlorure de sodium comme indicateur et en effectuant les mesures par conductimétrie au travers d'une cellule calibrée électriquement [31].

La détermination du débit cardiaque par colorimétrie, contrairement à la méthode de

Fick ou à la thermodilution, ne permet pas d'effectuer des mesures répétées à cause de la recirculation de l'indicateur.

1.3.1.2.4. Intérêts.

La colorimétrie procure une mesure du débit cardiaque quasiment en temps réel. Elle demeure une technique relativement peu invasive, peu coûteuse et fiable. Elle est cependant lourde à mettre en œuvre ce qui la rend peu accessible au vétérinaire praticien.

1.3.1.3. Thermodilution.

La thermodilution a été introduite chez l'animal par Fegler dans les années 1950 [1].

1.3.1.3.1. Principe.

Cette technique consiste en l'injection le plus près possible du cœur d'une quantité donnée d'un liquide de température différente de celle de l'organisme, suivie de la mesure de la température du flux sanguin quelques centimètres plus loin. Un analyseur interprète ensuite la courbe des variations de la température du flux sanguin en fonction du temps [1].

1.3.1.3.2. Réalisation.

Une solution de dextrose à 5% ou de NaCl 0,9% est injectée (3 à 5 ml chez le chien) dans l'atrium droit puis les variations de la température du flux sanguin dans l'artère pulmonaire sont mesurées grâce à un capteur thermique relié à un analyseur [69].

Le liquide est injecté en quelques secondes, manuellement ou grâce à une pompe automatique. Il est maintenu jusqu'au moment de l'injection à 0°C ou à température ambiante (18 à 20 °C) [46]. L'analyse des variations de la température du flux pulmonaire permet l'établissement de courbes de thermodilution (cf. figure n°11) qui peuvent être quasi directement intégrées car il n'existe pas de phénomène de redistribution. Un logiciel contenu dans l'analyseur calcule directement le débit cardiaque.

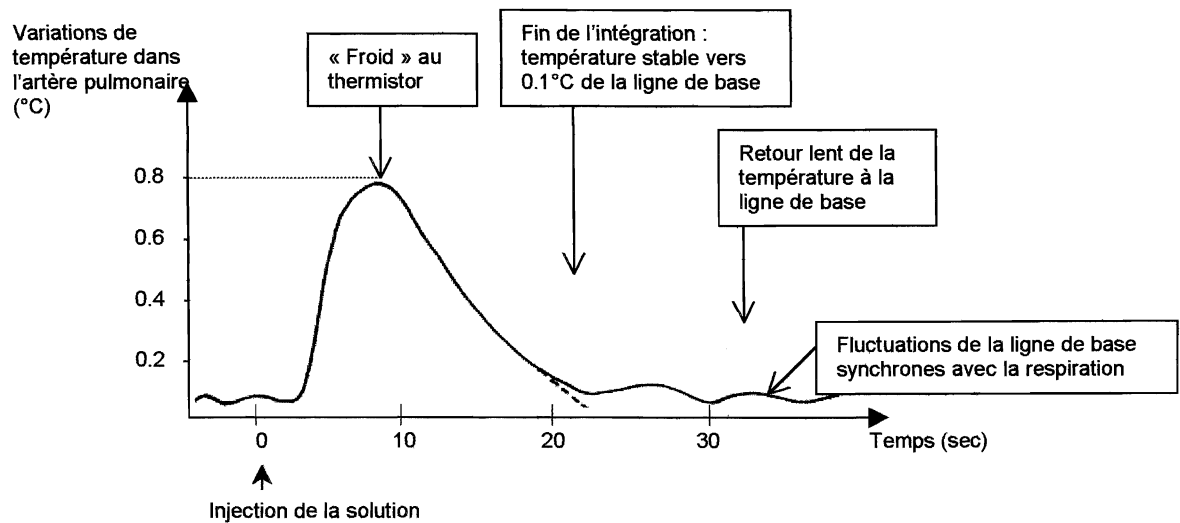


Fig. n°11 : Courbe de Thermodilution. D'après [71].

Historiquement, plusieurs types de cathéters ont été utilisés [62]. Les premiers étaient composés d'une thermistance placée au niveau de l'artère pulmonaire à l'extrémité d'un cathéter semi-rigide. Ils ont été abandonnés parce qu'ils occasionnaient une perte non quantifiable de chaleur négative vers le cathéter et vers les parois vasculaires. En suite a été introduit un cathéter associant deux thermistances, l'une placée au niveau du lieu de mesure (i.e. artère pulmonaire), et l'autre au niveau du lieu d'injection (i.e. atrium droit). Ce nouveau système permet de ne pas tenir compte des pertes de chaleur se produisant lors de l'injection. Puis on a créé des cathéters plus faciles à positionner grâce à un ballonnet gonflable se trouvant à leur extrémité. Une fois le ballonnet gonflé, le flux sanguin entraîne le cathéter directement dans l'artère pulmonaire sans risque de léser les structures vasculaires et endocardiques. Enfin, une association des deux derniers systèmes a donné naissance à la sonde de Swan Ganz qui demeure aujourd'hui le matériel le plus utilisé. Egalement, un cathéter associé à un filament thermique positionné au niveau de l'oreillette droite a été introduit. Il délivre une chaleur positive et permet des mesures en continu.

1.3.1.3.3. Inconvénients.

Cette technique peut poser de nombreuses difficultés lors de sa réalisation.

Il faut faire une injection rapide et régulière d'un volume très précis pour ne pas fausser la courbe de dilution [23].

Il est nécessaire de maintenir strictement la solution à une température préalablement définie, ce qui peut être difficilement réalisable si la température doit être de 0°C.

De plus, il peut ne pas être aisé pour le praticien de placer les cathéters dans l'atrium droit et dans l'artère pulmonaire.

Cette technique est théoriquement réalisable sur des animaux non tranquilisés, cependant si les animaux sont trop agités, leurs mouvements peuvent être à l'origine de lésions cardiaques par les cathéters [22] ou d'une variation notable du débit cardiaque [1]. Les lésions cardiaques peuvent engendrer des troubles du rythme ou de la conduction cardiaque, voire même entraîner une perforation cardiaque. La maintenance du cathéter à demeure peut quant à elle induire des thrombo-embolies ou une rupture de l'artère pulmonaire et peut être une source d'infection [62].

Si toutes ces difficultés techniques sont surmontées, l'utilisateur peut être confronté à différents problèmes d'interprétation.

Avant tout il lui faut contrôler les courbes de thermodilution obtenues avant de tenter de les interpréter. Il pourrait en effet obtenir des résultats aberrants s'il se servait directement de ces courbes sans vérifier le volume injecté, la température de la solution injectée et la température corporelle du sujet avant l'injection [23][72]. Il doit tenir compte de l'existence d'une variation de température physiologique dans l'artère pulmonaire, synchrone avec la respiration (cf. figure n°11) [50][71]. Ceci induit une fluctuation de la ligne de base. Cette interférence est minimisée si la température de la solution est de 0°C [50]. De plus, une extrapolation de la courbe demeure nécessaire car la température du capteur retourne lentement à la température corporelle [71].

Il existe des échanges thermiques bidirectionnels entre le cathéter, le fluide injecté, la paroi des vaisseaux et le sang ce qui conduit à introduire de nombreux facteurs de correction qui dépendent en général du type de sonde utilisé [71][72].

S'il effectue plusieurs injections pour avoir un suivi du débit cardiaque sur une période donnée, l'utilisateur peut entraîner chez les sujets de petit format une augmentation du volume sanguin qui conduit à une surestimation du débit cardiaque. Enfin pour que cette technique soit fiable, il faut que la fréquence cardiaque et le volume de charge soient constants sur l'intervalle de mesure [22].

Cette technique n'est pas réalisable quand le sujet est en hypothermie ou frissonne, lors de chirurgie à thorax ouvert ou encore lorsque le sujet présente une affection causant des variations de la pression intrathoracique (toux, emphysème, asthme, efforts respiratoires...) [72].

La personne chargée de l'interprétation doit prendre en compte le fait que la plupart des instruments sont créés pour une utilisation en médecine humaine et sont donc peu adaptés aux plus faibles débits des carnivores domestiques. De fait, cette technique entraîne une surestimation du débit cardiaque de l'ordre de 20% pour des débits inférieurs à 200ml/min. Elle n'est en conséquence pas utilisable pour déterminer précisément d'aussi faibles débits, mais peut éventuellement servir pour évaluer de grandes variations du débit cardiaque lors d'un suivi [23].

1.3.1.3.4. Intérêts.

Les résultats obtenus par thermodilution présentent une légère surestimation par rapport à ceux obtenus par la méthode de Fick. Le degré de corrélation demeure cependant très satisfaisant [22].

Malgré tout ce qui a été décrit plus haut, la mesure du débit cardiaque par thermodilution reste une méthode relativement simple, rapide et sûre [1]. Elle nécessite moins de matériel que la méthode de Fick mais reste cependant peu accessible au praticien. Elle est encore utilisée de nos jours comme méthode de référence pour la recherche et est couramment utilisée en médecine humaine.

En médecine humaine, le cathéter placé dans l'artère pulmonaire permet la mesure de la pression artérielle pulmonaire [71]. Ceci procure de nombreuses informations diagnostiques lors de choc ou de décompensation du myocarde et rend possible l'établissement de courbes de fonctionnement du ventricule droit ou courbes de performances myocardiques.

1.3.1.4. Microparticules radioactives.

1.3.1.4.1. Principe.

La détermination du débit cardiaque par des microparticules radioactives repose sur le même principe que la colorimétrie. Une quantité connue de microparticules

radioactives est injectée à l'animal puis l'évolution de la radioactivité en fonction du temps en un point précis de l'animal est étudiée.

En partant de ce principe, deux méthodes ont été mises au point :

- une repose comme la colorimétrie sur la mesure de la radioactivité de prélèvements de sang artériel ;
- l'autre est basée sur la mesure directe de la radioactivité passant par le cœur de l'animal. Elle aboutit à l'établissement de radiocardiogrammes dont l'interprétation donne le débit cardiaque.

Ces deux méthodes possèdent en commun la manipulation de matériel radioactif, ce qui est très difficile à mettre en œuvre en pratique vétérinaire courante compte tenu des normes de radioprotection. Elles sont donc réservées à la recherche ou à certains établissements très équipés de médecine humaine.

1.3.1.4.2. Dilution.

Une quantité connue de microparticules radioactives est injectée dans le cœur gauche, via un cathéter. Les microparticules mesurent 15 μ m de diamètre et sont marquées par du strontium 85, du chrome 51, du cérium 141, du ruthénium 103 ou encore du scandium 46 [35][41]. Elles doivent être mises en suspension par une agitation vigoureuse juste avant l'injection. L'injection est effectuée en trente secondes et de manière régulière.

Du sang artériel (aorte thoracique ou artère pulmonaire) est prélevé de manière continue grâce à une pompe à débit constant. Le prélèvement débute 10 secondes avant l'injection et se poursuit jusqu'à 60 secondes après.

La quantité de microparticules injectées est calculée précisément en faisant la différence entre le nombre de microparticules contenues dans les seringues servant à l'injection avant et après chaque injection.

Ensuite la quantité de microparticules contenue dans le sang prélevé est mesurée.

Le débit cardiaque est enfin calculé en appliquant la formule suivante :

$$DC = (F \times D) / d'$$

Où :

- DC : débit cardiaque (ml/min) ;
- F : débit de prélèvement du sang artériel (ml/min) ;
- D : quantité totale de microparticules injectées (cpm) ;
- d' : quantité de microparticules dans le sang prélevé (cpm).

La précision de cette technique dépend de nombreux paramètres dont la précision des mesures elles-mêmes et la vitesse de prélèvement. Une distribution correcte des microparticules ne peut être effectuée que si un mélange homogène de ces dernières s'est réalisé dans le cœur [41].

Le site de prélèvement peut poser des problèmes de mise en œuvre. Il est également important de le prendre en compte pour l'interprétation. Ainsi, un prélèvement dans l'aorte thoracique nécessite d'intervenir chirurgicalement pour positionner le cathéter. Cependant, ce site de prélèvement est celui qui permet de minimiser les interférences par perte de l'indicateur. Le prélèvement dans l'artère pulmonaire paraît plus facile à réaliser. Il existe alors une perte minimale des microparticules par les artères bronchiques.

Cette technique présente le gros désavantage, comme la colorimétrie, de ne permettre la réalisation que d'une seule mesure du débit cardiaque à cause de la recirculation des microparticules. Cette mesure n'est pas non plus donnée en temps réel [2].

La détermination du débit cardiaque par microparticules radioactives présente une bonne corrélation avec la méthode de Fick et la thermodilution. Elle a l'avantage de permettre la mesure du débit sanguin arrivant dans différents organes, selon le lieu de prélèvement et possède donc par ce point un intérêt essentiellement expérimental.

1.3.1.4.3. Radiocardiogramme.

Un radiocardiogramme est une courbe biphasique représentant le passage à travers le cœur d'un radionucléide injecté dans la circulation sanguine [24].

Un lecteur (ou compteur) est placé par fluoroscopie au niveau du ventricule gauche de l'animal. Ce lecteur sera maintenu en place pendant toute la durée des mesures.

Ensuite, un composé radioactif (par exemple de l'indium 113m) est injecté dans l'atrium droit du sujet via un cathéter et la radioactivité circulant dans le cœur est étudiée grâce au compteur. Ceci aboutit à l'obtention de radiocardiogrammes.

Un radiocardiogramme est une courbe présentant deux pics [24]:

- premier pic : passage du radionucléide dans le cœur droit ;
- deuxième pic : passage du radionucléide dans le cœur gauche ;
- puis autres courbes biphasiques jusqu'à atteinte de la concentration d'équilibre (ligne de base oscillante).

Il est nécessaire d'extrapoler la branche descendante du deuxième pic jusqu'à l'axe des abscisses pour pouvoir intégrer le premier radiocardiogramme.

Pour calculer le débit cardiaque, il faut enfin prélever un échantillon de sang artériel quand l'indicateur injecté a atteint sa concentration sanguine d'équilibre (soit cinq minutes après l'injection). La concentration d'équilibre en indicateur est alors dosée sur cet échantillon et le volume sanguin de l'animal en est déduit.

La formule suivante nous donne alors le débit cardiaque :

$$DC = V \times [\text{Indium}]_e / AUC$$

Où :

- DC : débit cardiaque (ml/min) ;
- V : volume sanguin (ml) ;
- [Indium]_e : concentration en Indium à l'équilibre ;
- AUC : aire sous le premier radiocardiogramme.

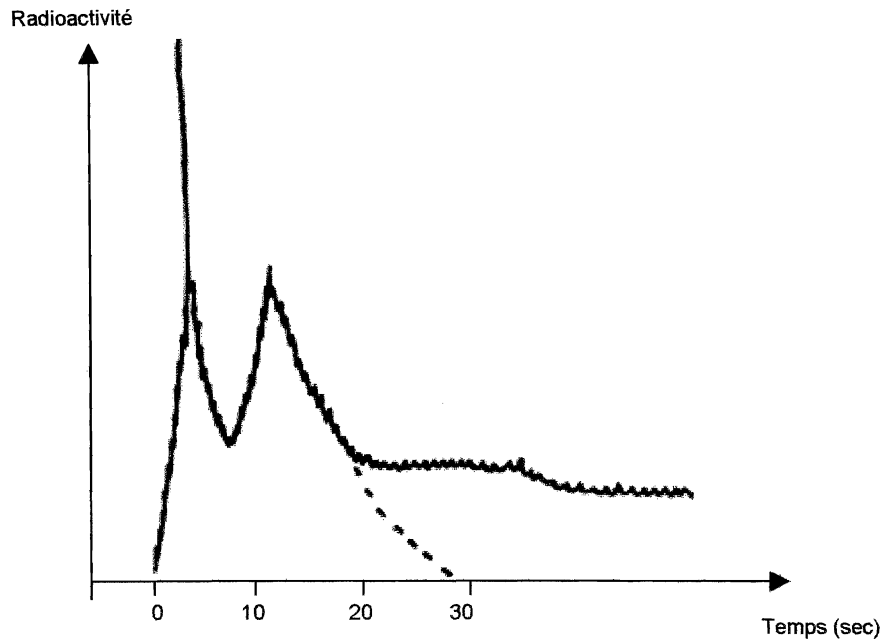


Fig. 12: Radiocardiogramme. D'après [24].

Comme quasiment toutes les techniques utilisant un indicateur, la radiocardiographie ne permet la réalisation que d'une seule mesure en temps différé du débit cardiaque. Cette technique présente cependant le gros avantage d'être peu invasive et ainsi théoriquement réalisable au chevet du patient. Les résultats obtenus ont une bonne corrélation avec ceux obtenus par colorimétrie.

La radiocardiographie permet également la détermination du temps de transit pulmonaire et du volume sanguin pulmonaire. Ce dernier, qui est inaccessible avec les autres techniques, présente des variations en fonction de certaines affections (diminution lors d'embolie pulmonaire ou augmentation lors d'insuffisance cardiaque congestive) et permet également d'objectiver les réponses hémodynamiques aux thérapeutiques mises en œuvre.

1.3.2. Méthodes non invasives.

1.3.2.1. Impédance électrique.

1.3.2.1.1 Principe.

Cette méthode repose sur l'utilisation d'un ensemble d'électrodes pour déterminer les variations de l'impédance transthoracique en fonction du cycle cardiaque.

Kubicek a introduit cette technique en assimilant le thorax à un cylindre dont le diamètre varie uniformément au cours du cycle cardiaque [49]. Si un courant électrique traverse le thorax, les variations de volume de ce dernier au cours du cycle cardiaque sont à l'origine de variations de son impédance électrique. Kubicek et ses collaborateurs ont objectivé cette relation par la formule suivante en se basant sur la loi d'Ohm :

$$SV = (\rho \times L^2 / Z_0^2) \times (T \times (dZ/dT)_{\max})$$

Où :

- SV : volume de charge (ml) ;
- ρ : résistivité du sang (Ω -cm) ;
- L : distance entre les deux électrodes de mesure (cm) ;
- Z_0 : ligne de base de l'impédance thoracique (Ω) ;
- T : temps d'éjection ventriculaire (sec) ;
- $(dZ/dt)_{\max}$: taux de variation maximum de Z dans le temps (Ω/s).

1.3.2.1.2. Réalisation.

Il faut préalablement appliquer quatre électrodes ou groupes d'électrodes sur l'animal.

Au départ, le même appareillage qu'en médecine humaine était utilisé, c'est à dire quatre bandes d'électrodes (cf. figure n°13) [19]. Ceci était réalisable expérimentalement mais peu applicable en clinique étant donné qu'il était nécessaire de tondre quatre larges bandes sur l'animal, pour un résultat inesthétique, peu apprécié des propriétaires.

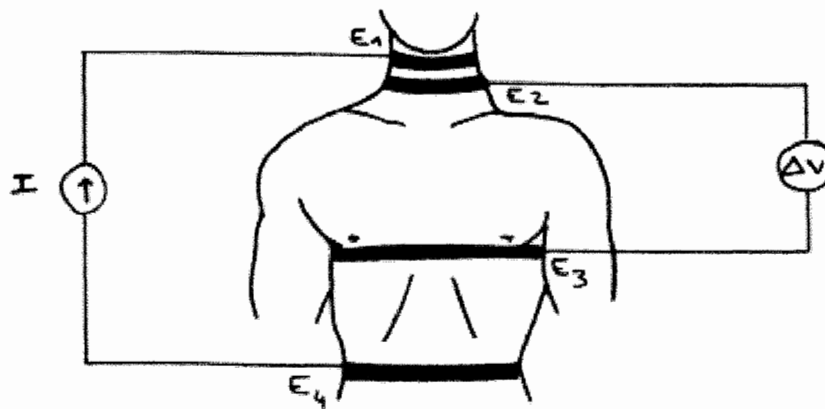


Fig. 13 : Impédance électrique : positionnement des électrodes chez l'homme. D'après [19].

Suite aux travaux de Kiesler, les bandes ont été remplacées par quatre électrodes indépendantes, l'animal s'est alors retrouvé moins tondu. Ainsi, il suffit de ne tondre que deux zones cranio-caudales : une sur la face cranio-latérale droite du cou et l'autre à la jonction entre le thorax et le flanc gauche [47].

Les électrodes sont reliées à un cardiographe à impédance et sont positionnées de la manière suivante (cf. figure n°14) :

- E1 : zone du cou, partie craniale ;
- E2 : zone du cou, partie caudale (à 8cm de E1) ;
- E3 : zone du flanc, au niveau de l'appendice xyphoïde ;
- E4 : zone du flanc, au niveau de l'ombilic.

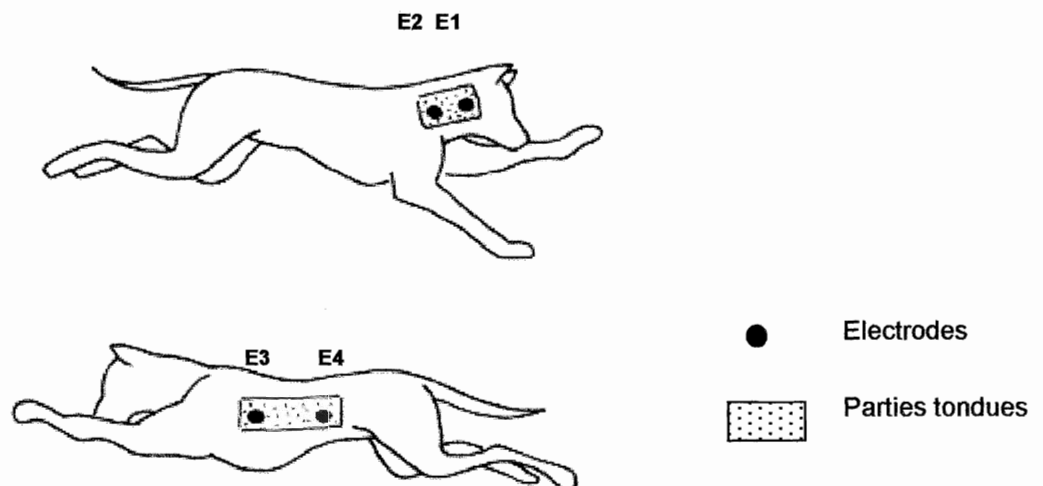


Fig. 14: Impédance électrique : positionnement des électrodes chez le chien. D'après [47].

On applique ensuite un courant alternatif d'amplitude 4mA et de fréquence 100Hz entre E4 et E1, et on mesure les variations de tension entre E2 et E3.

Le débit cardiaque est calculé en appliquant la formule de Kubicek à la formule suivante :

$$DC = VES \times FC$$

Où :

- DC : débit cardiaque (ml/min) ;
- VES : volume d'éjection systolique (ml) ;
- FC : fréquence cardiaque (bpm).

Certains auteurs ont simplifié la formule de Kubicek [19]. Ils considèrent que L, Zo et ρ demeurent constantes pendant les principales variations physiologiques que peut subir le débit cardiaque. Ils aboutissent donc au calcul d'un indice du débit cardiaque :

$$IDC = FC \times T \times (dZ / dT)_{max}$$

Où :

- IDC : Indice du débit cardiaque ;
- FC : fréquence cardiaque (bpm) ;
- T : temps d'éjection ventriculaire (sec) ;
- $(dZ/dT)_{max}$: taux de variation maximum de l'impédance thoracique dans le temps (Ω/s).

1.3.2.1.3. Difficultés rencontrées.

La détermination du débit cardiaque par impédance électrique est une technique peu fiable car elle est à l'origine d'une surestimation du volume de charge de l'ordre de 50%. Elle n'est donc utilisable que pour suivre des variations du débit cardiaque lors d'un traitement ou d'une chirurgie. Elle ne permet en aucun cas de calculer une valeur précise du débit cardiaque d'un individu à un instant donné et de se baser sur

cette valeur pour ajuster une thérapeutique [48]. Elle n'est pas fiable non plus sur les patients atteints d'effusion pleurale, et elle ne peut être alors utilisée que pour calculer la fréquence cardiaque et suivre l'évolution des fluides intrathoraciques en post-opératoire [19]. Cette technique n'est pas utilisable sur des patients brûlés ou agités. L'ancienne méthode (bandes d'électrodes) n'était pas adaptée aux chirurgies thoraciques, ce qui n'est plus le cas actuellement avec les nouveaux appareils disponibles [57].

1.3.2.1.4. Intérêts.

Malgré cela, la cardiographie par impédance présente l'avantage de n'être absolument pas invasive, traumatique ni douloureuse. Elle permet d'obtenir un tracé électrocardiographique voisin de celui obtenu classiquement en dérivation dII. Elle est ainsi utilisable lors de soins intensifs et de chirurgie pour surveiller en continu les perturbations hémodynamiques dont souffrirait le patient [48][57].

En médecine humaine, cette technique est utilisée pour évaluer la contractilité myocardique et les variations du débit cardiaque. Elle trouve aussi son utilité dans les affections vasculaires périphériques et lors d'accumulation de liquides intrathoraciques.

1.3.2.2. Echographie.

La détermination du débit cardiaque par échocardiographie a été étudiée selon deux grand axes. Tout d'abord, il a été essayé de quantifier le volume d'éjection systolique en calculant le volume du ventricule gauche à partir de données fournies par le mode TM. Ensuite, avec l'avènement du doppler, il a été possible de calculer le volume d'éjection systolique directement à la sortie du cœur.

Ces deux techniques possèdent en commun la nécessité d'avoir un manipulateur bien entraîné pour obtenir une répétabilité maximale. De plus elles sont réalisables sans aucune sédation du patient, ce qui peut induire un stress variable d'un individu à l'autre, et d'une mesure à une autre, et qui peut modifier le débit cardiaque du sujet.

A côté de cela, l'échographie possède le gros avantage sur d'autres techniques d'être réalisable au chevet du patient et de n'être absolument pas invasive, au plus nécessite-t-elle une tonde discrète de l'animal. Elle permet de visualiser les structures et les lésions cardiaques et aussi d'objectiver la cinétique cardiaque, ce qui n'était pas réalisable avec les techniques précédentes.

1.3.2.2.1. Mode TM.

La détermination du débit cardiaque par échocardiographie TM se base sur le calcul du volume d'éjection systolique à partir de la mesure des dimensions du ventricule gauche lors de la systole et de la diastole.

Pour cela, le ventricule gauche est assimilé à une ellipse dont la longueur du grand axe est égale au double de la longueur du petit axe [59]. Le ventricule gauche est supposé se contracter symétriquement selon son grand axe, et de telle manière que la longueur du grand axe varie de façon minime pendant le cycle cardiaque [29].

Le plus souvent, une sonde de 5 MHz est utilisée. L'animal est préparé pour une échocardiographie par voie parasternale droite.

Il existe deux possibilités de réalisation de l'échographie TM (cf. figure n°15) [69]:

- Soit l'échographie se fait selon une coupe petit axe où le ventricule gauche apparaît sous la forme la plus circulaire possible. Le faisceau d'ultrasons est alors positionné au centre du cercle, à égale distance des muscles papillaires antérieur et postérieur.
- Soit l'échographie se fait selon une coupe grand axe au niveau des cordages tendineux, telle que la taille visible du ventricule soit maximale. Le faisceau d'ultrasons est positionné au niveau des cordages tendineux, près des muscles papillaires et le plus perpendiculairement possible à la paroi postérieure du ventricule gauche.

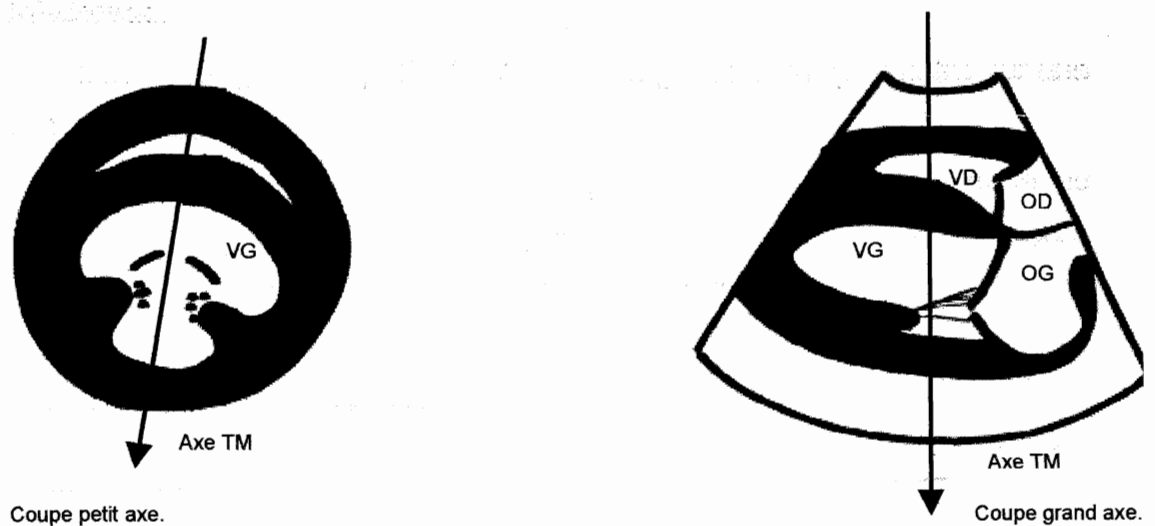


Fig. 15: Les différentes coupes permettant une mesure du volume ventriculaire gauche en mode TM. D'après [66].

Les diamètres de la chambre ventriculaire gauche sont alors mesurés sur plusieurs cycles cardiaques en fin de systole et en fin de diastole, puis sont utilisés pour calculer le volume d'éjection systolique. Pour cela, plusieurs formules complexes ont été élaborées dans la littérature [26][29][59][65]. Elles dérivent toutes d'un calcul du volume d'éjection systolique à partir de la différence entre le cube des diamètres télédiastolique et tétésystolique.

Enfin, le débit cardiaque est calculé en multipliant le volume d'éjection systolique par la fréquence cardiaque.

La détermination du débit cardiaque par échocardiographie en mode TM repose, comme nous l'avons vu précédemment, sur de nombreuses hypothèses concernant la morphologie et la cinétique cardiaques. Ces hypothèses ont été développées en médecine humaine et sont peu transposables chez les carnivores domestiques [52]. De plus, il peut sembler difficile de calculer par des formules mathématiques le volume des chambres cardiaques alors que leur géométrie et leur cinétique peuvent varier pendant le cycle cardiaque [60]. Des études ont montré que chez le chien, en raison d'altérations de la géométrie lors de certaines affections cardiaques (par exemple lors de cardiomyopathie dilatée), cette technique n'est pas utilisable [3][61]. Malgré cela, il semble exister une bonne corrélation entre les formules développées par Teichholz et les techniques précédemment décrites chez les chiens sains [3].

Les formules développées sont des formules peu aisées à utiliser en pratique sauf si elles sont déjà incluses dans le logiciel de l'échographe. Ces formules ne prennent pas en considération les problèmes de contractilité myocardique, ce qui les rend inapplicables lors d'affections à haut ou à bas débit (dirofilariose) [3].

Il existe également une difficulté quant à la répétabilité des coupes. En effet, en coupe grand axe, le manipulateur peut rencontrer des difficultés pour visualiser la coupe où le ventricule gauche a effectivement sa taille maximale, ce qui peut conduire à une sous-estimation du débit cardiaque, ou encore pour positionner son faisceau d'ultrasons perpendiculairement à la paroi du ventricule gauche, ce qui peut conduire au contraire à une surestimation du débit cardiaque [69]. Il semblerait par contre qu'il existe une meilleure répétabilité en utilisant la coupe petit axe.

En fait, malgré les nombreux avantages de l'échographie sur les techniques précédentes, il semblerait que l'utilisation du mode TM ne soit pas adaptée à la détermination du débit cardiaque chez le chien. La mauvaise corrélation qui existe avec les techniques de référence réduit le mode TM à une utilité lors d'évaluation rapide de groupes d'animaux sains ou à un suivi individuel peu précis [3][69].

1.3.2.2.2. Mode doppler.

Introduite par Light en 1969, l'échocardiographie doppler a depuis connu un développement important, aussi bien en médecine humaine qu'en médecine vétérinaire. La détermination du débit cardiaque par échographie doppler se base non plus sur la détermination des volumes ventriculaires mais sur une détermination « directe » du volume sanguin passant au travers d'une section de l'aorte sur une durée donnée.

Le calcul de l'aire de section aortique est effectué en se basant sur des mesures réalisées en échographie bidimensionnelle ou TM.

De nombreuses études ont été menées en médecine humaine et en médecine vétérinaire pour déterminer sur quelles coupes se baser pour calculer l'aire de la section aortique. Contrairement à ce qui se passe chez l'homme, le diamètre de la base aortique du chien varie peu entre la systole et la diastole ventriculaires [51].

Dès lors, il semblerait que les coupes les plus satisfaisantes pour déterminer le diamètre aortique soient chez le chien (cf. figure n°16) :

- Coupe petit axe en abord parasternal droit : mesure du diamètre aortique sur une coupe passant par les valves aortiques ou par la bifurcation du tronc pulmonaire [69].
- Coupe grand axe en abord parasternal droit : mesure du diamètre aortique au niveau de la chambre d'éjection du ventricule gauche, juste en avant des valves aortiques [11].

Ces vues permettent une mesure directe du diamètre aortique, mais aussi de la circonférence aortique pour les coupes petit axe. La section de l'aorte étant supposée être parfaitement circulaire, l'aire de la section est aisément déduite du diamètre aortique.

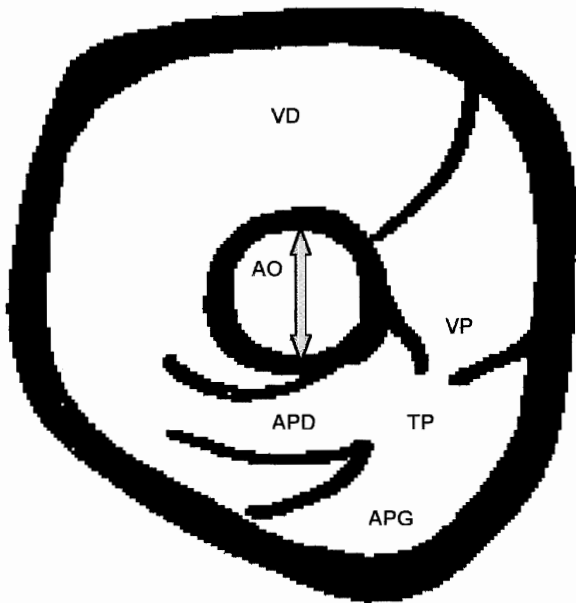
Pour obtenir le spectre des vitesses aortiques, l'échocardiographie doppler est réalisée par un abord parasternal gauche, avec une coupe « cinq cavités » (cf. figure n°2). Le faisceau doppler est orienté parallèlement au flux aortique, à égale distance des parois aortiques. Il est possible d'utiliser soit un doppler continu, soit un doppler pulsé, centré juste distalement à la valve aortique à un endroit où tout le volume d'éjection systolique passe dans l'aorte [34].

Les spectres des vitesses sélectionnables pour calculer le débit cardiaque doivent répondre aux caractéristiques suivantes [13] :

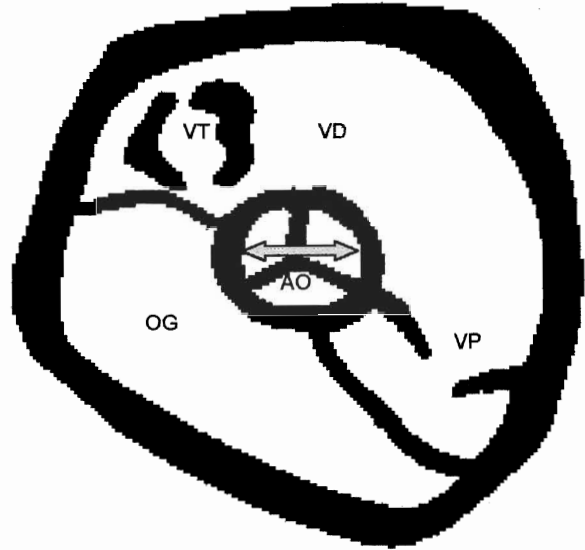
- flux laminaire (en mode pulsé) ;
- courbe monophasique négative ;
- descente et remontée rapide ;
- son clair et bien défini.

Une fois la courbe sélectionnée le logiciel contenu dans l'appareil calcule l'intégrale des vitesses en fonction du temps. Cette intégration, pour chaque battement cardiaque, donne une valeur qui, quand elle est multipliée par l'aire de la section aortique, donne le volume d'éjection systolique.

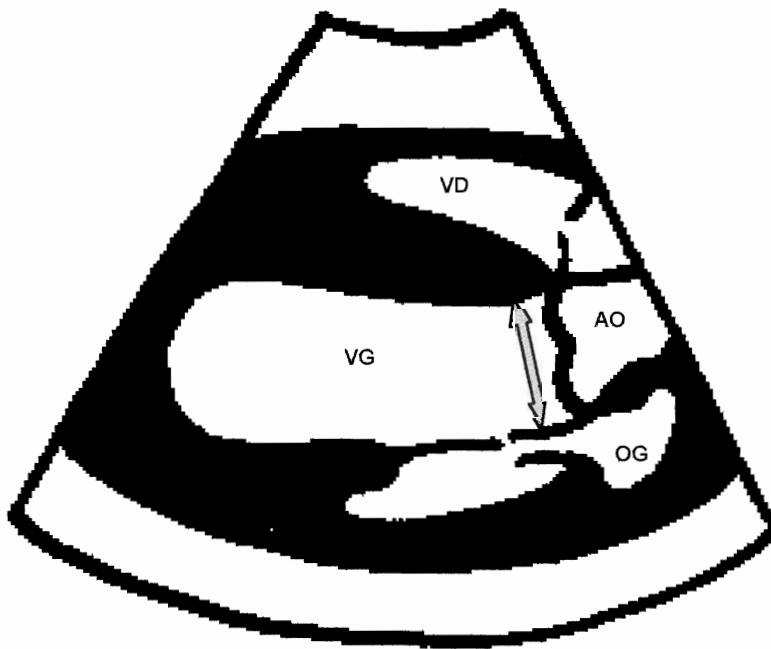
Enfin, le débit cardiaque est calculé en multipliant le volume d'éjection systolique par la fréquence cardiaque.



Coupe petit axe, passant par la bifurcation des artères pulmonaires.



Coupe petit axe passant par les valves aortiques.



Coupe grand axe 4 cavités.

Fig. 16 : Les différentes coupes permettant une mesure du diamètre aortique.



Axe de mesure du diamètre aortique.

La technique doppler nécessitant un flux laminaire, la détermination du débit cardiaque par doppler est peu fiable en présence de flux turbulents [6]. Il est de plus très important de bien positionner le faisceau d'ultrasons parallèlement au flux sanguin aortique. Ce point est facilité de nos jours par le couplage sur un même écran d'une image bidimensionnelle et doppler.

Il a été démontré que de petites différences, de l'ordre de 1 mm, dans la mesure du rayon aortique peuvent engendrer de grandes variations du débit cardiaque [6]. Pour contrer cela, l'utilisateur devra s'attacher à obtenir systématiquement les mêmes coupes et à prendre toujours les mêmes repères au niveau des parois aortiques.

La détermination du débit cardiaque par échographie doppler présente une excellente corrélation avec les techniques de référence précédemment décrites [6][56][69]. Il semblerait cependant qu'elle induise une légère surestimation du débit cardiaque par rapport à la thermodilution. Elle offre l'avantage sur cette technique de n'être absolument pas invasive et d'être utilisable lors de bas débits, ou de régurgitation tricuspидienne [32].

L'utilisation du doppler permet d'obtenir un débit cardiaque quasiment en temps réel et de manière aisément répétable sur un même sujet. Les manipulations supplémentaires causées par le calcul du débit cardiaque peuvent facilement trouver leur place dans l'examen échocardiographique usuel.

L'utilisation du doppler permet en outre de recueillir des paramètres sur l'état hémodynamique du patient qui étaient autrefois impossible d'obtenir sans être invasif.

Enfin, cette technique offre l'avantage d'être aisément accessible au vétérinaire praticien vu le coût de plus en plus abordable des appareils, et vu le peu de difficultés techniques rencontrées si le praticien possède un tant soit peu l'habitude de réaliser des échocardiographies.

Ceci place de nos jours l'échocardiographie doppler comme la technique de choix pour la détermination du débit cardiaque chez le chien.

L'avènement de l'échocardiographie doppler est en train d'introduire une révolution dans notre connaissance des affections cardiaques. Non seulement l'échographie nous permet d'effectuer un état des lieux des structures cardiaques chez un patient suspect d'atteinte cardiaque, mais encore, grâce au doppler nous pouvons dorénavant évaluer de manière quantitative, sans risque pour le patient et à moindre coût pour son propriétaire, le fonctionnement de sa pompe circulatoire. Ce progrès technique trouve bien entendu des applications directes en cardiologie pour évaluer les insuffisances cardiaques et pour suivre la réponse du patient au traitement prescrit. Il permet également de détecter le plus tôt possible les décompensations. La détermination du débit cardiaque par échocardiographie pourrait également, dans un futur proche, trouver sa place en réanimation et soins intensifs.

Dans notre étude, nous nous sommes donc intéressés à vérifier la faisabilité de la détermination du débit cardiaque chez le chien par échocardiographie doppler. Nous espérons que ce travail ouvrira la voie vers l'utilisation raisonnée de ce paramètre vital dans nos démarches cliniques et thérapeutiques.

2. Deuxième partie : étude expérimentale.

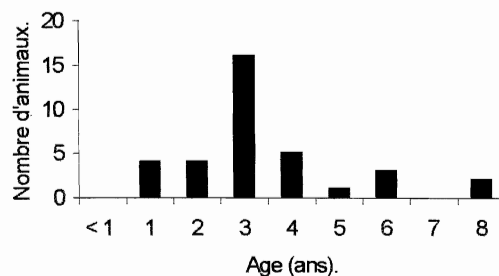
2.1. MATERIELS ET METHODES.

Le but de notre étude était d'évaluer la répétabilité de l'échocardiographie doppler dans la détermination du débit cardiaque. Pour cela, nous avons déterminé le débit cardiaque de chiens sains entre novembre 1998 et juin 1999.

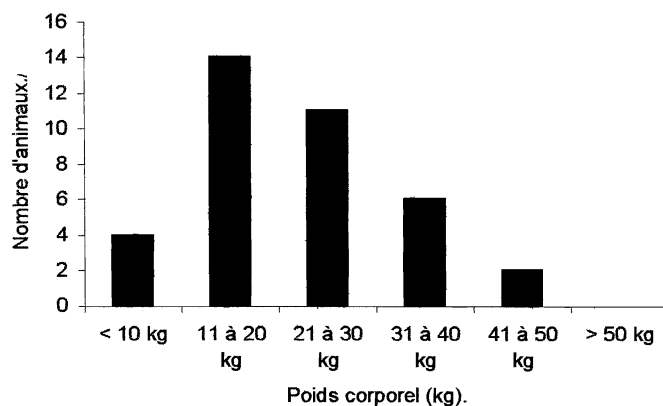
2.1.1. Sujets.

Nous avons utilisé 41 chiens (20 mâles et 21 femelles), de races diverses (cf. annexe II, tableau n°1). Les animaux étaient âgés de un an à huit ans (moyenne = 3.5 ans) et pesaient entre 5 et 50 kg (moyenne = 22.3 kg) (cf. graphiques n° 1 et 2). Les 41 chiens ayant fait l'objet de cette étude sont soit des chiens appartenant à des étudiants, soit des chiens de travaux pratiques de l'Ecole Nationale Vétérinaire de Toulouse.

Tous les animaux étaient en bonne santé et ne présentaient pas d'affection cardiaque (examens clinique et échocardiographique complets). Nous avons inclus dans notre étude huit chiens présentant un début d'endocardiose mitrale sans répercussion cavitaire et un chien ayant un souffle cardiaque de grade 2, systolique, mais sans aucune anomalie morphologique et fonctionnelle à l'échographie.



Graph. 1: Répartition de l'effectif selon l'âge des sujets.



Graph. 2 : Répartition de l'effectif selon le poids des sujets.

Les animaux sont de races différentes, avec la répartition suivante :

- Beagle : 4;
- Berger allemand : 1;
- Berger belge : 1;
- Bichon : 2;
- Bleu de Gascogne : 2 ;
- Bouledogue français : 1 ;
- Braque : 1 ;
- Cocker : 1 ;
- Colley : 1 ;
- Croisé : 11 ;
- Doberman : 2 ;
- Dogue argentin : 2 ;
- Epagneul breton : 1 ;
- Epagneul de pontaudemer : 3 ;
- Labrador : 4 ;
- Loulou de Poméranie : 1 ;
- Rottweiller : 1 ;
- Shetland : 1 ;
- Siberian Husky : 1.

2.1.2. Matériel.

L'échographe utilisé est un Challenge Sim 7000 CFM (Esaote, Neuilly, France) et la sonde est une sonde de 5,0 MHz.

2.1.3. Préparation des animaux.

Aucun animal n'a été tranquilisé ni anesthésié pour l'examen.

Nous avons tondu les animaux de quelques cm² sous la pointe du coude :

- à droite, au niveau du 4°-5° espace intercostal, au tiers inférieur du thorax ;
- à gauche au niveau du choc précordial.

Puis nous avons appliqué de l'alcool et une épaisse couche de gel conducteur pour assurer un bon contact entre la sonde et la peau.

2.1.4. Protocole d'examen.

L'animal est placé debout sur la table d'examen, côté droit puis côté gauche vers l'opérateur. Une seule personne a été chargée de réaliser les échographies sur tous les sujets.

Nous avons effectué pour chaque animal une échocardiographie complète, en même temps que la réalisation des mesures, de manière à vérifier l'absence d'affection cardiaque.

2.1.4.1. Mesure du diamètre aortique.

L'animal est placé côté droit vers l'examineur. La sonde est positionnée perpendiculairement à la paroi thoracique, le faisceau d'ultrasons perpendiculaire au grand axe du cœur, dans le but d'obtenir une coupe petit axe au niveau des muscles papillaires. Puis la sonde est orientée selon l'axe longitudinal du cœur, jusqu'à l'obtention d'une coupe « tronc pulmonaire » (visualisation de la bifurcation des artères pulmonaires). Lorsque l'image de l'aorte est la plus ronde possible (cf. figure n°17) nous mesurons son diamètre.



Fig. 17 : Mesure du diamètre aortique.

2.1.4.2. Doppler aortique.

L'animal est ensuite retourné et la sonde positionnée du côté gauche de manière à obtenir une coupe grand axe « cinq cavités » (cf. figure n°18). La ligne de tir doppler est positionnée en direction de l'aorte, à égale distance des parois aortiques, dans l'axe supposé du flux sanguin. Nous effectuons alors un doppler continu.

2.1.4.3. Sélection des courbes des vitesses aortiques.

Nous sélectionnons une courbe des vitesses aortiques qui nous serviront à calculer le débit cardiaque au cours de deux examens doppler successifs. La sélection se fait selon les critères suivants (cf. figure n°18) :

- courbe monophasique, négative ;
- descente et remontée rapides ;
- son clair et bien défini.

2.1.4.4. Mesure de l'intégrale des vitesses.

La mesure de l'intégrale des vitesses est réalisée automatiquement par l'appareil à condition que l'on délimite au préalable, manuellement, les contours de la courbe choisie avec le curseur (cf. figure n°18).

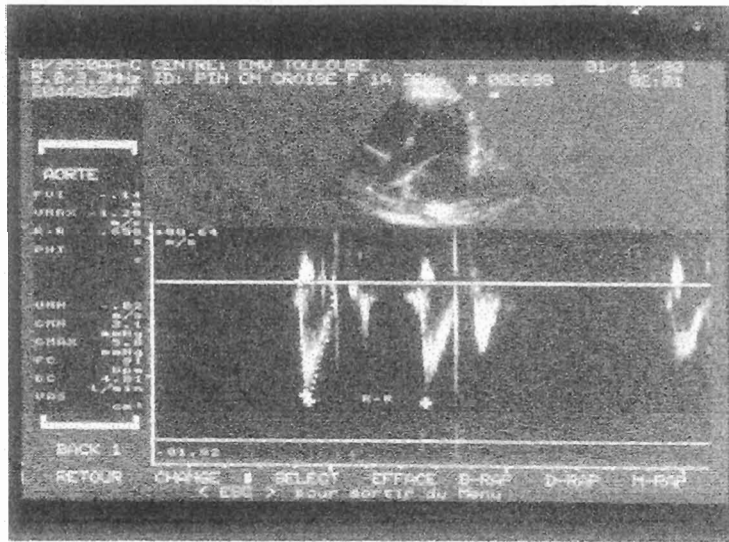


Fig. 18 : Sélection du spectre des vitesses aortiques et mesure de l'intervalle R-R.

2.1.4.5. Mesure doppler de l'intervalle R-R.

L'intervalle R-R nous est donné par la distance séparant les pics d'éjection de deux courbes successives (cf. figure n°18).

2.1.5. Calcul du débit cardiaque.

L'appareil calcule automatiquement le débit cardiaque à partir des paramètres suivants :

- diamètre aortique ;
- mesure en doppler de l'intégrale de la vitesse ;
- mesure en doppler de l'intervalle R-R.

Pour cela il se base sur les formules suivantes :

$$DC = FVI \times \text{aire de la lumière de l'aorte} \times FC$$

Où :

- FVI est l'intégrale de la courbe des vitesses aortique ;

- Aire de la lumière de l'aorte(cm²) : $A = \Pi \times (\text{diamètre aortique(cm)} \div 2)^2$;
- FC est la fréquence cardiaque, estimée à partir de l'intervalle R-R.

D'où :

$$DC = FVI \times A \times 100(\text{cm/m}) \times (1\text{L}/1000\text{mL}) \times FC (1/\text{min})$$

Nous répétons la manipulation pour chaque sujet de manière à obtenir au minimum deux mesures du débit cardiaque.

2.2. RESULTATS.

2.2.1. Mesure du diamètre aortique.

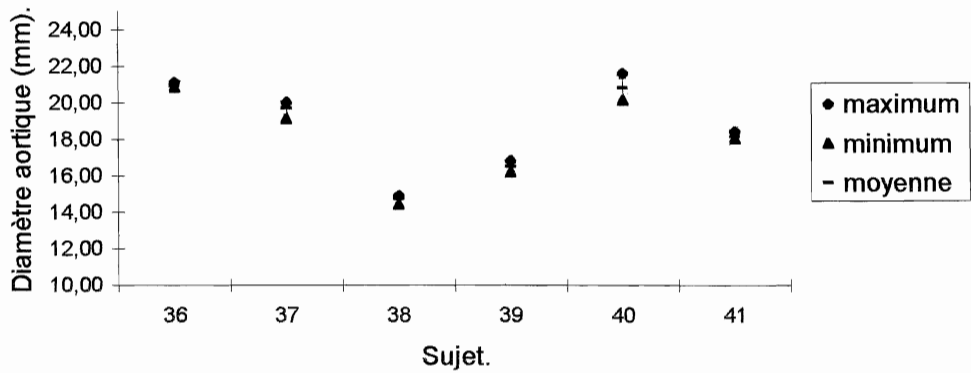
Parmi les 41 chiens de l'étude, 6 ont servi à l'étude de la répétabilité et nous avons réalisé sur ces chiens 5 mesures du diamètre aortique. Sur les 35 autres chiens nous avons réalisé des doubles (31 chiens) voire des triples (4 chiens) mesures du diamètre aortique. Nous avons ensuite utilisé la moyenne de ces valeurs dans notre étude.

Sur les 41 chiens de l'étude, nous obtenons un écart – type moyen de $0.40 \text{ mm} \pm 0.36$ [0 – 1.56 mm] et un coefficient de variation moyen de $2\% \pm 2$ [0 – 7 %].

2.2.1.1. Etude de la répétabilité.

Pour déterminer la répétabilité de la mesure du diamètre aortique, nous avons réalisé sur les sujets n°36 à 41, le même jour , 5 mesures du diamètre aortique au cours de 5 cycles cardiaques différents.

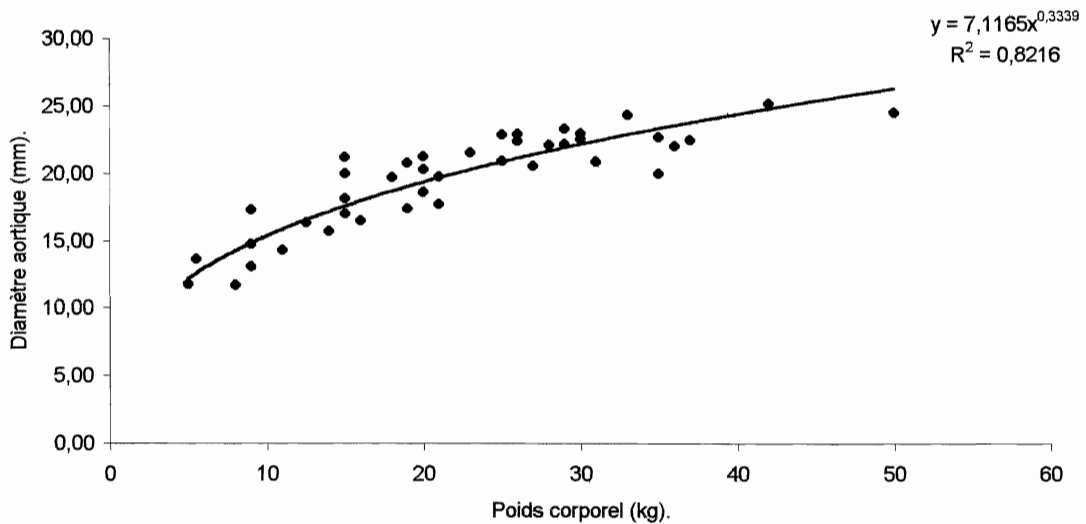
Pour cette série de mesures l'écart-type moyen est de 0.30 ± 0.18 mm [0.15 – 0.63 mm]. Ces données nous permettent de calculer un coefficient de variation moyen de $2 \pm 1\%$ [1 – 3 %] (cf. graphique n° 3).



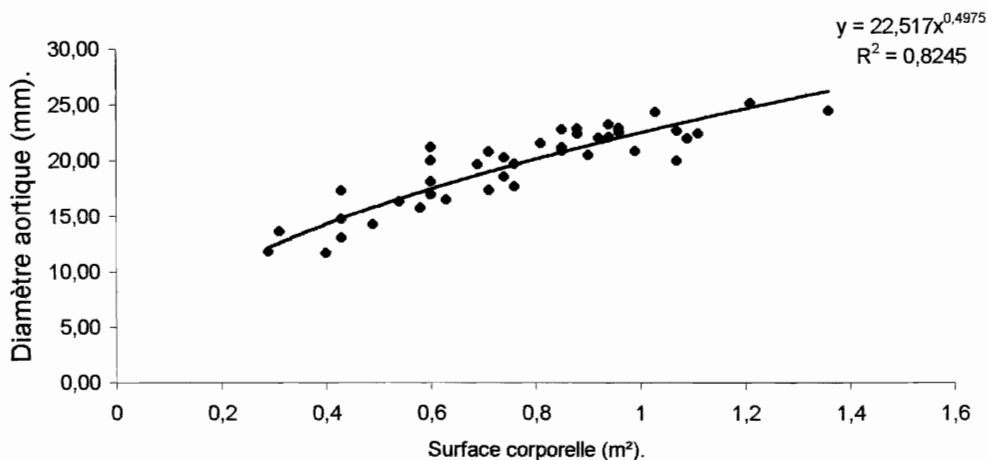
Graph. 3 : Répétabilité des mesures du diamètre aortique (en mm) à partir de cinq mesures effectuées sur six chiens (sujets 36 à 41).

2.2.1.2. Relation entre le diamètre aortique et le poids et la surface corporels.

Dans notre étude, il semble exister une corrélation entre le diamètre aortique et la surface ou le poids corporels du sujet, comme le montrent les graphiques 4 et 5.



Graph. 4: Diamètre aortique (en mm) en fonction du poids corporel (en kg).



Graph. 5: Diamètre aortique (en m) en fonction de la surface corporelle (en m²).

2.2.2. Mesure des vitesses maximales aortiques.

Chez les chiens de volontaires (35 chiens), nous avons relevé, pour chaque mesure du débit cardiaque, la vitesse maximale aortique (V_{max}) du flux d'éjection systolique sélectionné pour déterminer le débit cardiaque. Nous obtenons alors pour chaque chien deux (34 chiens) à trois (1 chien) valeurs de la V_{max} aortique, dont nous utilisons les moyennes dans notre étude.

Pour trois sujets nous observons un coefficient de variation supérieur à 10% :

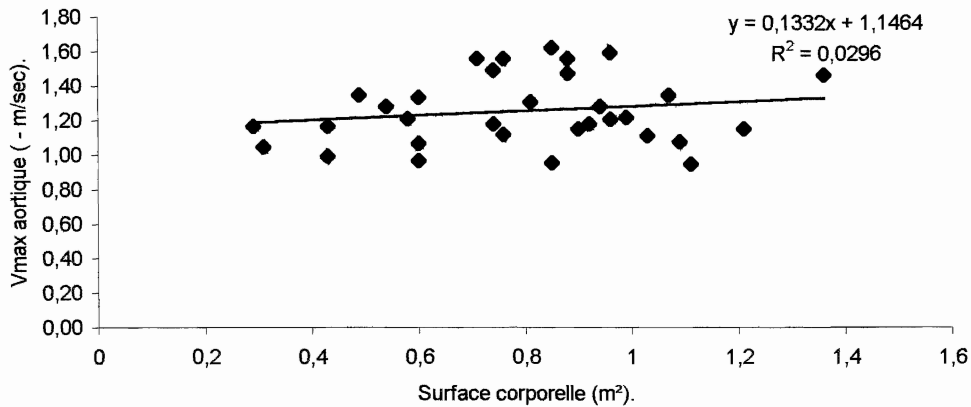
- sujet n° 22 : CV = 12% ;
- sujet n° 24 : CV = 38% ;
- sujet n° 33 : CV = 21% .

Ces trois sujets ne présentent pas un coefficient de variation satisfaisant et sont retirés de l'étude ultérieure du débit cardiaque.

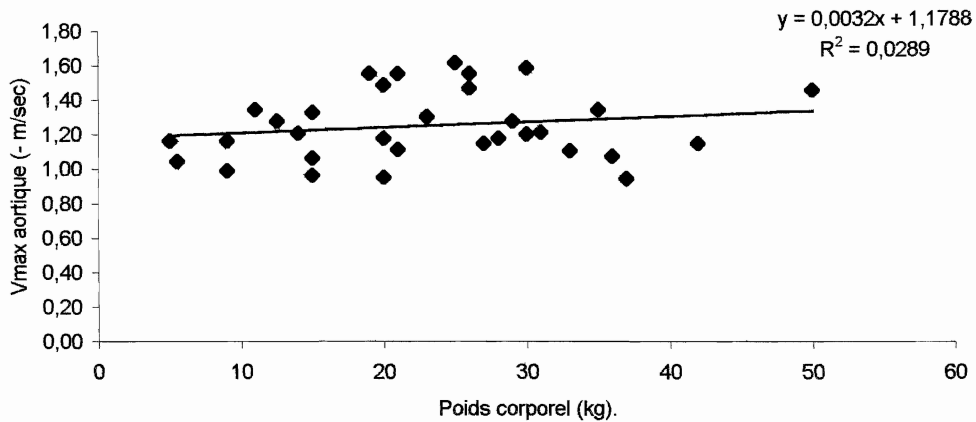
Pour les 32 sujets restants, les V_{max} moyennes obtenues s'étendent de 0.95 à 1.62 m/sec, avec une moyenne de 1.25 ± 0.20 m/sec.

L'écart – type moyen est de 0.04 ± 0.03 m/sec [0.00 – 0.13]. Le coefficient de variation moyen est de $4 \pm 3\%$ [0 – 10].

Nous n'observons pas de corrélation entre la V_{max} aortique et la surface ou le poids corporels comme le montrent les graphiques 6 et 7.



Graph. 6: Vmax aortique (en -m/sec) en fonction de la surface corporelle (en m²).



Graph. 7: Vmax aortique (en -m/sec) en fonction du poids corporel (en kg).

2.2.3. Détermination du débit cardiaque.

Parmi les 38 chiens restant dans l'étude, 6 ont servi à l'étude de la répétabilité et nous avons réalisé sur ces chiens cinq déterminations du débit cardiaque le même jour. Sur les 32 autres chiens nous avons réalisé des doubles (29 chiens) voire des triples (3 chiens) mesures du débit cardiaque. Nous avons ensuite utilisé la moyenne de ces valeurs dans notre étude.

Sur l'ensemble des 38 sujets, le débit cardiaque moyen mesuré s'étend de 1.04 à 7.18 l/min, avec une moyenne de 3.98 ± 1.57 l/min. Pour chaque animal, l'écart-type observé est compris entre 0.01 l/min et 1.73 l/min avec une moyenne de 0.32 ± 0.32

l/min. Le coefficient de variation entre des mesures effectuées sur un même animal s'étend de 1 à 25%, avec une moyenne de $8 \pm 6\%$.

Le coefficient de variation est supérieur à 10% pour 12 chiens et à 15% pour 4 chiens :

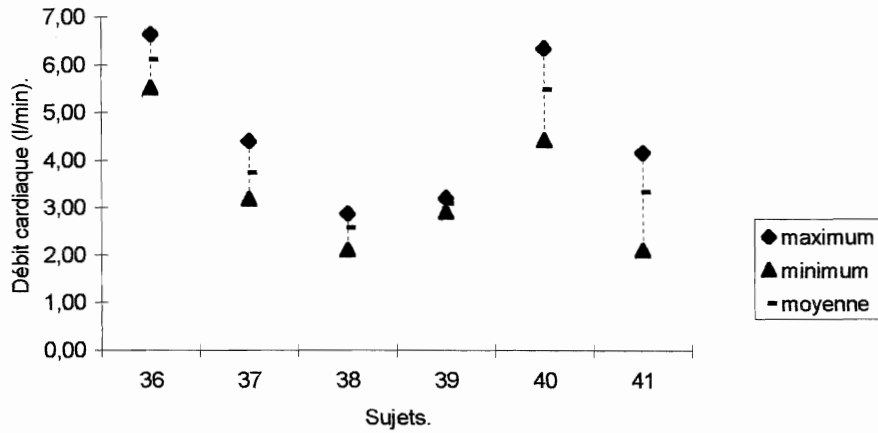
- sujet n° 1 : CV = 15% ;
- sujet n° 4 : CV = 20% ;
- sujet n° 11 : CV = 11% ;
- sujet n° 15 : CV = 13% ;
- sujet n° 25 : CV = 25% ;
- sujet n° 28 : CV = 15% ;
- sujet n° 30 : CV = 24% ;
- sujet n° 34 : CV = 12% ;
- sujet n° 37 : CV = 13% ;
- sujet n° 38 : CV = 12% ;
- sujet n° 40 : CV = 12% ;
- sujet n° 41 : CV = 18%.

2.2.3.1. Etude de la répétabilité.

Nous avons effectué sur les sujets 36 à 41, 5 déterminations du débit cardiaque à partir de 5 examens échocardiographiques différents au cours d'une même séance.

Ainsi, nous observons un débit cardiaque moyen de 4.06 ± 1.41 l/min [2.58 – 6.11].

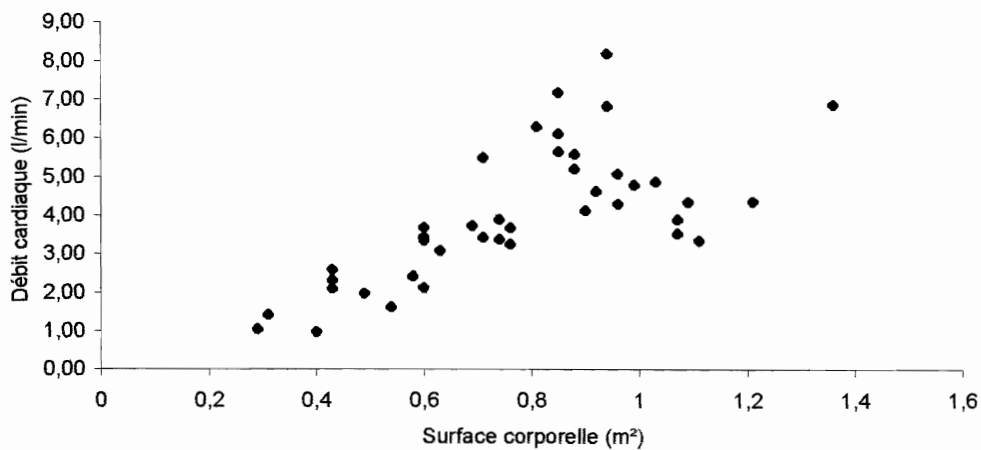
Pour chacun des sujets, l'écart-type varie de 0.13 à 0.77 l/min, avec une moyenne de 0.48 ± 0.23 l/min. Le coefficient de variation moyen est de $12 \pm 6\%$ [4 - 18](cf. graphique n°8).



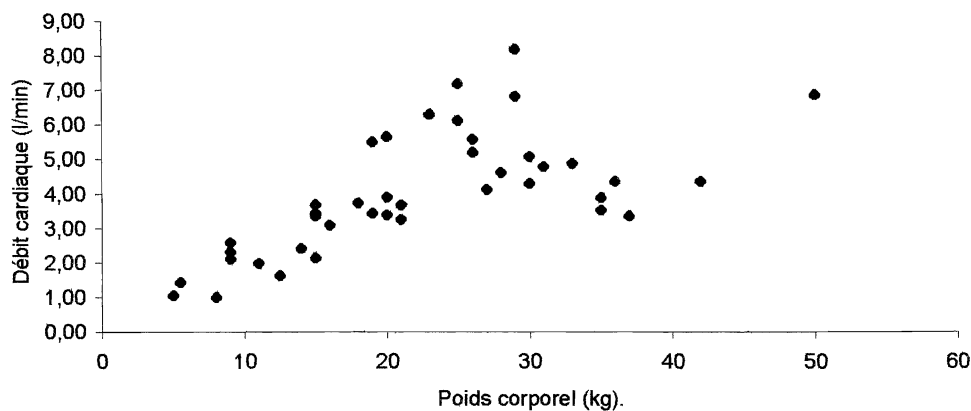
Graph. 8 : Répétabilité des mesures du débit cardiaque (en l/min) à partir de cinq mesures effectuées sur 6 chiens (sujets n°36 à 41).

2.2.3.2. Relation entre le débit cardiaque et le poids et la surface corporelle.

Une certaine corrélation semble exister entre le débit cardiaque et le poids ou la surface corporelle (cf. graphiques n° 9 et 10). Cette corrélation reste toutefois faible et non significative.



Graph. 9: Débit cardiaque (en l/min) en fonction de la surface corporelle (en m²).



Graph. 10 : Débit cardiaque (en l/min) en fonction du poids corporel (en kg).

2.3. DISCUSSION.

Le but de notre étude était de vérifier que la détermination du débit cardiaque chez le chien est réalisable de manière non invasive par échocardiographie doppler.

2.3.1. Echantillon.

Les animaux que nous avons inclus dans notre étude sont tous des chiens adultes. Il est en effet établi que le débit cardiaque est physiologiquement élevé chez les animaux immatures de part une augmentation des besoins métaboliques et une immaturité du système nerveux orthosympathique [43].

La répartition par tranches d'âges, par races et par sexe est due au fait que ces animaux sont des chiens dont les propriétaires, tous volontaires, étaient des étudiants de l'Ecole Nationale Vétérinaire de Toulouse ou des chiens de travaux pratiques, sans antécédents cardiaques connus. Il est ainsi difficile de comparer cette répartition à la distribution globale des chiens présentés aux consultations de l'école sur une même période.

Parmi ces animaux, un examen clinique a mis en évidence chez un chien un souffle cardiaque systolique mitral de grade 2/6, sans corrélation échographique avec une anomalie structurale ou cinétique. Ce souffle peut par conséquent être qualifié de

« fonctionnel » et était probablement secondaire à un volume d'éjection systolique élevé chez cet animal athlétique.

2.3.2. Matériel et technique d'échographie .

Nous avons obtenu des images de bonne qualité sur l'écran de l'échographe. La sonde sectorielle de 5 MHz est bien adaptée à l'étude du cœur chez le chien et permet une bonne résolution.

Deux techniques peuvent être employées pour l'étude échographique du cœur chez le chien. L'examen sur animal couché en décubitus latéral permet une bonne contention mais nécessite l'utilisation d'une table spéciale pour pouvoir passer la sonde sous le côté du décubitus. Nous lui avons préféré l'examen sur un animal debout. Ce dernier est souvent plus facile à réaliser et est peu stressant pour le chien. Il peut cependant poser un problème de contention sur des animaux agités, ce à quoi nous n'avons pas été confrontés. Il permet d'ouvrir la fenêtre échocardiographique en orientant la tête de l'animal du côté opposé à l'examineur. Contrairement à la plupart des techniques de référence, la détermination du débit cardiaque par échocardiographie ne nécessite qu'une tonte discrète, cachée sous les coudes de l'animal. Cette tonte, pratiquement invisible, n'est pas refusée par les propriétaires soucieux de l'aspect esthétique de leur compagnon.

2.3.3. Détermination du débit cardiaque.

La technique utilisée est comparable à celle développée par UEHARA [69], et semble selon cet auteur être bien corrélée avec la méthode de référence qu'est la thermodilution. Cette étude préalable nous a évité de comparer nos valeurs avec une technique de référence. La mise en place d'une étude comparée avec une des techniques de référence aurait rendu le recrutement des animaux délicat car toutes ces techniques nécessitent une anesthésie générale et une tonte large pour poser un cathéter jugulaire de manière aseptique. La plupart des propriétaires volontaires auraient alors refusé de participer à notre étude. Une validation ultérieure serait néanmoins nécessaire.

Les coupes réalisées sont les mêmes que celles utilisées pour un examen échocardiographique usuel. Notre technique ne nécessite donc pas de la part du praticien une formation supplémentaire.

2.3.3.1. Mesure du diamètre aortique.

Sur les 41 sujets, nous trouvons un diamètre aortique moyen de $15.59 \pm 3,55$ mm. Pour un même chien, la mesure du diamètre aortique sur une coupe passant par la bifurcation des artères pulmonaires droite et gauche permet d'obtenir un excellent coefficient de variation (2% en moyenne). Ce coefficient est resté inférieur à 5% pour tous les sujets de l'étude. La mesure du diamètre aortique présente donc une excellente répétabilité avec la technique que nous avons employée. Ce faible coefficient de variation est important dans la mesure où une faible erreur du diamètre est élevée au carré dans le calcul de la surface aortique utilisé dans la détermination du débit cardiaque.

Nous trouvons également une bonne corrélation entre le diamètre aortique et la surface ou le poids corporels, conformément aux données rapportées dans la littérature [13].

2.3.3.2. Mesure de la Vmax.

Nous n'avons pas procédé à une étude de la répétabilité à proprement parler pour ce paramètre. Nous avons simplement effectué deux mesures de la Vmax pour chacun des 35 chiens de volontaires de manière à calculer deux à trois valeurs du débit cardiaque pour ces chiens. La mesure de ce paramètre a également été effectuée pour chacun des 6 chiens de travaux pratiques mais nous n'avons pas relevé pour ces chiens les cinq valeurs de la Vmax qui nous ont servi à déterminer les cinq valeurs de leur débit cardiaque.

Le coefficient de variation n'a pas été satisfaisant pour trois sujets, c'est à dire supérieur à 10%. C'est la raison pour laquelle ces trois sujets ont été éliminés de la suite de l'étude.

Pour les autres sujets, nous obtenons une Vmax moyenne de $-1,25 \pm 0,20$ m/sec. Cette valeur est conforme aux valeurs moyennes décrites par d'autres auteurs [13].

Pour chaque chien, le coefficient de variation moyen entre les deux mesures réalisées est de 4%.

Ainsi, nous constatons que la mesure de la Vmax et la sélection du spectre des vitesses aortique peuvent introduire un biais dans la détermination du débit cardiaque. En effet, des courbes d'éjection aortique de bonne qualité ont parfois été délicates à obtenir chez les sujets de notre expérience. Ceci s'explique par le fait que pour obtenir un bon doppler aortique, il faut un faisceau doppler parallèle au flux sanguin. De plus, la coupe utilisée, qui est pourtant une des coupes de référence [13], n'est pas aisée à obtenir de part les grandes modifications morphologiques que l'on peut rencontrer dans les différentes races de chien. Ceci confirme les observations de DARKE [18]. La direction du faisceau doppler se sélectionne, sur l'appareil que nous avons utilisé, sur une coupe en mode échographique bidimensionnel. Cette coupe est ensuite figée à l'écran alors que s'affichent les spectres doppler puis elle est régulièrement réactualisée par l'appareil. Il demeure possible de modifier l'axe du faisceau doppler sur la coupe figée à l'écran. Cependant si le sujet bouge, la coupe affichée à l'écran peut ne plus être représentative du plan dans lequel se fait l'examen doppler. Comme nous avons également utilisé la tonalité, entre autres éléments, pour sélectionner des flux doppler, le bruit occasionné a souvent surpris ou effrayé nos sujets (non tranquilisés). Leurs mouvements ont ainsi rendu délicate la poursuite de l'examen pour les raisons exposées ci-dessus.

2.3.3.3. Détermination du débit cardiaque.

Le débit cardiaque moyen calculé a été de 3.98 ± 1.57 l/min. Ces résultats sont difficilement comparables aux valeurs du débit cardiaque du chien que l'on peut trouver dans la littérature. En effet, ces dernières présentent une grande variabilité et ont été établies avec des techniques différentes ou sur des animaux anesthésiés ou tranquilisés.

Le coefficient de variation moyen pour chacun des 38 sujets s'élève à 8%, ce qui est moyennement satisfaisant. Il est même de 12% pour les 6 chiens ayant servi à l'étude de la répétabilité. Nous observons également une grande dispersion des coefficients de variation chez les 38 sujets (valeurs s'étendant de 1% à 25%) et 12 chiens ont un mauvais coefficient de variation (> 10%).

La détermination du débit cardiaque par la méthode que nous avons employée semble donc être peu répétable (coefficient de variation non satisfaisant chez 31,6% des sujets).

D'après nos résultats, ce défaut de répétabilité n'est pas imputable à la mesure du diamètre aortique. Toutefois, certains auteurs [6] ont rapporté que des variations de l'ordre de 1 mm dans la mesure du diamètre aortique conduisent à une modification du débit obtenu de 30 à 40%. Dans notre étude, les variations de la mesure du diamètre aortique sont de l'ordre de 0.4 mm. Quatre sujets (sujets n°7, 9, 13, 25) ont présenté un écart – type des mesures aortiques supérieur à 1 mm. Ces variations n'ont entraîné de modifications importantes du débit cardiaque que pour le sujet n°25 qui présentait l'écart – type le plus élevé (1,56 mm). Pour ce sujet nous trouvons en effet une variation du débit cardiaque de 25% entre deux mesures successives. D'autres auteurs considèrent que la mesure du diamètre aortique en mode bidimensionnel est la principale source de biais lors de la détermination du débit cardiaque par échocardiographie doppler [11][69]. Nous avons su réduire ce problème par une bonne précision lors du tracé du diamètre aortique. Seule une bonne maîtrise technique peut permettre de minimiser ce biais.

Le défaut de répétabilité de la détermination du débit cardiaque ne peut être que partiellement expliqué par la sélection du spectre de vitesses aortique. Nous retrouvons parmi les sujets présentant un mauvais coefficient de variation les trois pour lesquels la mesure de la V_{max} n'était pas répétable. Cependant, parmi les douze sujets restants, nous pouvons vérifier pour huit d'entre eux que la mesure de la V_{max} s'est faite avec une bonne répétabilité (cv compris entre 1% et 8%).

Le principal facteur de biais, que nous n'avons cependant pas étudié, semble donc être l'approximation de la fréquence cardiaque du sujet à partir de la durée d'un seul intervalle entre deux éjections systoliques. En effet, nous avons pu assister au cours des examens à des variations rapides de la fréquence cardiaque selon l'état de stress ou d'agitation des sujets (envie de descendre de la table, peur du signal acoustique doppler, réaction aux aboiements des animaux hospitalisés à proximité...). De plus, deux animaux (sujets n° 32 et 34) ont présenté une arythmie sinusale respiratoire, physiologique chez le chien. Cette dernière est à l'origine d'une augmentation de la fréquence cardiaque pendant l'inspiration et une diminution

pendant l'expiration. Ces modifications ont été gênantes pour calculer la fréquence cardiaque par extrapolation à partir de l'intervalle entre deux pics d'éjections systoliques. Nous obtenons ainsi pour ces sujets un coefficient de variation entre deux mesures du débit cardiaque de 10 et de 12%, ce qui est peu satisfaisant. Aucune étude réalisée dans la littérature ne montre, à notre connaissance, une modification du débit cardiaque secondaire à cette arythmie. La plupart des travaux sur de débit cardiaque du chien ont été réalisés sur des animaux anesthésiés, ce qui limite l'apparition de l'arythmie sinusale respiratoire et qui explique son absence de mention dans la littérature. La solution que nous avons apporté a été de fermer la gueule des chiens pour les empêcher de haleter pendant la durée des enregistrements. L'étude de UEHARA [69] ne semble pas relever ce facteur de biais. Cependant, tous les sujets de leur étude étaient anesthésiés et présentaient par conséquent une fréquence cardiaque stable pendant les enregistrements. La solution à ce problème peut être de se baser sur un intervalle de mesure plus long pour estimer la fréquence cardiaque du sujet. Ceci est déjà possible avec les nouveaux échographes commercialisés.

Les résultats que nous obtenons sont donc peu répétables chez le chien adulte, sain au niveau cardiovasculaire. Il faut cependant souligner que le débit cardiaque est un paramètre qui est ajusté pratiquement battement par battement par l'organisme, et que le tonus vagal est également extrêmement variable, notamment dans les situations de stress comme peut l'être une échographie chez certains animaux. La principale source de variation du débit cardiaque est aussi l'augmentation et la diminution de la fréquence cardiaque, indépendamment de la méthode de mesure.

Nous observons une corrélation médiocre entre le débit cardiaque et la surface ($r^2 = 0.4863$) ou le poids ($r^2 = 0.4343$) corporels. Ces résultats sont légèrement inférieurs à ceux de BROWN [11] qui obtenait un r^2 de 0,50 sur des animaux tranquilisés. Cette mauvaise corrélation est peu étonnante puisque nous observons de grandes variations interindividuelles pour un même poids ou une même surface. Ceci peut s'expliquer en partie par le fait que tous nos sujets étaient vigiles et répondaient différemment au stress de l'examen. De plus, notre population n'est pas une population homogène (race, âge, poids).

S'il a été établi dans la littérature [69] que la détermination du débit cardiaque du chien sain par échocardiographie doppler présente une bonne corrélation avec la thermodilution, notre étude montre que le débit cardiaque obtenu en se basant sur une estimation de la fréquence cardiaque par un intervalle R-R est parfois peu répétable. Ce manque de répétabilité peut être lié à des phénomènes physiologiques d'adaptation immédiate du débit cardiaque mais également à des défauts de la méthode de mesure. Ainsi pour minimiser ces défauts méthodologiques il faudrait systématiser la double mesure du diamètre aortique et ne la prendre en compte que pour des variations inférieures à 1 mm, faire également une double mesure de la Vmax aortique et répéter les mesures lorsque le coefficient de variation est supérieur à 10%, et enfin calculer la fréquence cardiaque sur minimum 15 secondes. Moyennant ces précautions, la mesure du débit cardiaque à l'échographie est réalisable sur un chien vigile.

CONCLUSION.

Notre étude a établi que l'échocardiographie doppler est une méthode facilement réalisable de détermination du débit cardiaque chez le chien sain. Une autre étude a été réalisée en parallèle à l'Ecole Nationale Vétérinaire de Toulouse pour vérifier la faisabilité de cette technique chez des animaux insuffisants cardiaques. La solution à apporter pour améliorer la répétabilité de la technique peut être d'estimer la fréquence cardiaque des sujets sur une longue durée, ce que font déjà les nouveaux échographes, de systématiser les doubles, voire triples, mesures du diamètre et de la Vmax aortiques et de ne calculer le débit que pour des coefficients de variation inférieurs à 10%.

Si l'utilisation de la détermination du débit cardiaque par échocardiographie doppler vient, comme nous l'espérons, à se répandre en pratique canine, il faudrait que d'autres études établissent des valeurs de référence du débit cardiaque par échocardiographie en fonction de la race, de l'âge, du sexe et de l'état physiologique des sujets. Il serait également souhaitable que soient étudiées les mesures dans lesquelles ces valeurs de référence varient selon différents états pathologiques. En effet, pour l'instant, nous ne pouvons interpréter une valeur du débit cardiaque d'un patient que par comparaison à l'évolution des valeurs de son débit cardiaque dans le temps.

L'échocardiographie doppler est une technique d'imagerie médicale qui tend à se développer chez les carnivores domestiques et dans les autres espèces. Ceci rend abordable, techniquement et financièrement, les outils d'évaluation cardiovasculaire qu'elle propose.

La connaissance des affections pouvant entraîner des modifications du débit cardiaque, et la connaissance des répercussions de ses modifications sur l'organisme, nous poussent à penser que l'évaluation du débit cardiaque de nos patients peut dans l'avenir apparaître comme un acte essentiel en pratique canine. En effet, elle trouve sa place non seulement en cardiologie, mais aussi en médecine interne (affections à hauts débits) et en urgence réanimation (affections à bas débits).

AGREMENT ADMINISTRATIF

Je soussigné, M. BONNES, Directeur par intérim de l'Ecole Nationale Vétérinaire de Toulouse, certifie que
Mlle MARTINEZ Pascale, Sophie
a été admis(e) sur concours en : 1995
a obtenu son certificat de fin de scolarité le : 8 juillet 1999
n'a plus aucun stage, ni enseignement optionnel à valider.

AGREMENT SCIENTIFIQUE

Je soussignée, A. DIQUELOU, Maître de Conférences de l'Ecole Nationale Vétérinaire de Toulouse,
autorise la soutenance de la thèse de :

Mlle MARTINEZ Pascale, Sophie

intitulée :

"Détermination du débit cardiaque par échocardiographie Doppler : étude chez le chien sain"

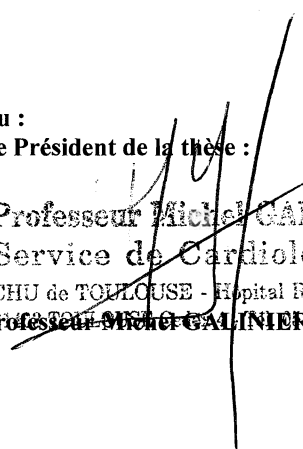
**Le Professeur
de l'Ecole Nationale Vétérinaire de Toulouse**


Docteur Armelle DIQUELOU

**Vu :
Le Directeur par intérim
de l'Ecole Nationale Vétérinaire de Toulouse**


Professeur Gilbert BONNES

**Vu :
Le Président de la thèse :**


Professeur Michel GALINIER
Service de Cardiologie
CHU de TOULOUSE - Hôpital BANGUE
Professeur Michel GALINIER 061 32 26 22

**Vu le : 7 mai 2002
Le Président
de l'Université Paul Sabatier**


Professeur Raymond BASTIDE



BIBLIOGRAPHIE

1. AMORY, H., LINDEN, A., DESMECHT, D., ROLLIN, F., GENICOT, B., LEKEUX, P. .- Validation of the thermodilution technique for estimation of the cardiac output in the unsedated calf.- *J. Vet. Med.*, 1991, **A38**, 409-417.
2. ARVIDSSON, S., BERGQVIST, D., HAGLUND, U., LINDBLAD, B. .- Cardiac output measurements with thermodilution and radioactive microspheres. A comparative study in cats.- *Scand. J. Clin. Lab. Invest.*, 1983, **43**, 617-620.
3. ATKINS, C.E., CURTIS, M.B., MCGUIRK, S.M., KITTLESON, M.D., SATO, T., SNYDER, P.S. .- The use of M-mode echocardiography in determining cardiac output in dogs with normal, low, and high output states : comparison to thermodilution method.- *Vet. Radiol. Ultrasound*, 1992, **33**, 297-304.
4. AUTRAN DE MORAIS, H. .- Pathophysiology of heart failure and clinical evaluation of cardiac function. - In : ETTINGER, S.J., FELMAN, E.C. .- *Textbook of small animal internal medicine*. 5° ed.- Philadelphia : W.B. Saunders Company, 2000.- Vol.1, Chap. 110, 692-713.
5. BLISSIT, K.J., YOUNG, L.E., JONES, R.S., DARKE, P.G.G., UTTING, J. .- Measurement of cardiac output in standing horses by doppler echocardiography and thermodilution. - *Equine Vet. J.* , 1997, **29**, 18-25.
6. BONAGURA, J.D., DARKE, P.G.G., LONG, K., HAIGH, A. .- Doppler-echocardiographic estimation of heart function : comparison with invasive measurement in closed-chest dogs.- *Proceedings of the 8th ACVIM forum*, Whashington D.C., May 1990, 863-866.
7. BONAGURA, J.D. .- M mode echocardiography. Basic principles.- *Vet. Clin. North Am.*, 1993, **13**, 299-313.
8. BOND, B.R. .- Hyperthyroidism and other high cardiac output states.- In : FOX, P.R. .- *Canine and feline cardiology*.- New-York : Churchill Livingstone, 1988.- 255-267.
9. BOON, J.A. .- *Manual of veterinary echocardiography*.- Philadelphia : Lippincott Williams and Wilkins, 1998.- 473p.
10. BRAUNWALD, E. .- *Traité de médecine cardiovasculaire*.- Padoue : Piccin, 1996.- Tome 1, 520-528.
11. BROWN, D.J., KNIGHT, D.H., KING, R.R. .- Use of plused-wave Doppler echocardiography to determine aortic and pulmonary velocity and flow variables in clinically normal dogs.- *Am. J. Vet Res.*, 1991, **52**, 543-550.

12. CARNIEL, P. .- Données de base de l'échographie.- *Point Vet.*, 1987, **19**, 199-212.
13. CHETBOUL, V., POUCHELON, J.L., BONHOEFFER, P. .- L'examen doppler cardiaque chez les carnivores domestiques.- *Rec. Med. Vet.*, 1995, **171**, 799-818.
14. CORLOUER, J.P. .- Echocardiographie. La richesse de l'examen bidimensionnel.- In : Cours du GECA , CNVSPA.- *Echographie thoracique et cardiaque*.- Paris :CNVSPA, 7 et 8 février 1998.
15. COTRILL, C.M. .- Echocardiography and left ventricular fonction.- *Equine Vet. J.*, 1990, **22**, 380.
16. CUNNINGHAM, J.G., - *Textbook of veterinary physiology* . 2nd éd.- Philadelphia : W. B. Saunders Company, 1997, 688p.
17. CURTIS, M.B., ATKINS, C.E. .- Comparison of techniques for the noninvasive determination of cardiac output versus thermodilution in normal and heartworm infected beagles.- *Vet. Sur.*, 1988, **17**, 165-166.
18. DARKE, P.G.G., BONAGURA, J.D., MILLER, M. .- Transducer orientation for Doppler echocardiography in dogs.- *J. Small Anim. Pract.*, 1993, **34**, 2-8.
19. DENNISTON, J.C., MAHER, J.T., REEVES, J.T., CRUZ, J.C., CYMERMAN, A., GROVER, R.F. .- Measurment of cardiac output by electrical impedance at rest and during exercise.- *J. Appl. Physiol.* , 1976, **40**, 91-95.
20. DILLON, R. .- Dirofilariosis in dogs and cats.- In : ETTINGER, S.J., FELMAN, E.C. .- *Texbook of small animal internal medicine*. 5° ed.- Philadelphia : W.B. Saunders Company, 2000.- Vol.1, Chap. 119, 937-963.
21. DROUARD-HAELEWYN, C., CHETBOUL, V. .- L'échocardiographie en mode Doppler.- In : GECA CNVSPA-AFVAC.- *Les indispensables de l'animal de compagnie : Cardiologie*.- Paris : PMCAC, 2000.- 55-62.
22. DYSON, D.H., ALLEN, D.G., Mc DONELL, W.N. .- Comparison of three methods for cardiac output determination in cats.- *Am. J. Vet. Res.*, 1985, **46**, 2546-2552.
23. DYSON, D.H., Mc DONELL, W.N., HORNE, J.A. .- Accuracy of the thermodilution measurement of cardiac output in low flows applicable to feline and small canine patients. - *Can. J. Comp. Med.*, 1984, **48**, 425-427.
24. ELLIS, J.H., STEELE, P.P. .- Comparison of pulmonary blood volume in dogs by radiocardiography and dye dilution.- *J. Appl. Physiol.*, 1974, **37**, 570-574.

25. ETTINGER, S.J., LE BOBINNEC, G., COTE, E. .- Electrocardiography. - In : ETTINGER, S.J., FELMAN, E.C.- *Textbook of small animal internal medicine*. 5° ed.- Philadelphia : W.B. Saunders Company, 2000.- Vol. 1, Chap. 114, 800-833.
26. FEIGENBAUM, H., ZAKY, A., NASSER, W.K. .- Use of ultrasound to measure left ventricular stroke volume.- *Circulation*, 1967, **35**, 1092-1099.
27. FICK, A. .- Uber die miesung des butquantum in den herzventrikelor.- Sitz der physik-med ges wutzberg, 1870, 16-21. – Cité par : SAVRY, C. .- *Place de la méthode doppler dans la mesure non invasive du débit cardiaque*.- Thèse : Med. : Brest : 1994 ; 299305.
28. FISHER, E.W., DALTON, R.G. .- Determination of the cardiac output of cattle and horses by the injection method.- *Brit. Vet. J.*, 1961, **118**, 143-151.
29. FORTUIN, N.J., HOOD, W.P., SHERMAN, R.E., CRAIGE, E. .- Determination of left ventricular volumes by ultrasound.- *Circulation*, 1971, **44**, 575-583.
30. FUENTES, V.L., SWIFT, S.T. .- *Manual of small aminal cardiorespiratory medecine and surgery*.- Cheltenham : BVSA, 1998.- 368p.
31. GEDDES, L.A., PERRY, E., STEINBERG, R. .-Cardiac output using an electrically calibrated flow-through conductivity cell.- *J. Appl. Physiol.*, 1974, **37**, 972-977.
32. GOLA, A., POZZOLI, M., CAPOMOLLA, S., TRAVERSI, E., SANARICO, M., COBELLI, F., TAVAZZI, L. .- Comparison of Doppler echocardiography with thermodilution for assessing cardiac output in advanced congestive heart failure.- *Am. J. Cardiol.*, 1996, **78**, 708-712.
33. GUYTON, A.C. .- *Précis de physiologie médicale*. 8° ed. .- Padoue : Piccin, 1996.- 960p.
34. HAITES, N.E., Mc LENNAN, F.M., MOWAT, D.H.R., RAWLES, J.M. .- Assessment of cardiac output by the Doppler ultrasound technique alone.- *Br. Heart J.*, 1985, **53**, 123-129.
35. HALES, J.R.S. .- Radioactive microsphere measurment of cardiac output and regional tissue blood flow in the sheep.- *Pflügers Arch.*, 1973, **344**, 119-132.
36. HALL, J.A. .- Diseases of the stomach.- In : ETTINGER, S.J., FELMAN, E.C. .- *Texbook of small animal internal medicine*. 5° ed. .- Philadelphia : W.B. Saunders Company, 2000.- Vol.2, Chap. 136, 1155-1182.

37. HAMLIN, R.L. .- Normal cardiovascular physiology.- In : FOX, P.R., SISSON, R., SIDNEY MOÏSE, N. .- *Textbook of canine and feline cardiology*. 2nd ed. .- Philadelphia : W.B. Saunders Company, 1999.- Chap. 3, 25-37.
38. HAROUTOUNIAN, G. .- *Echographie du chien et du chat*.- Paris : Vigot, 1995, 225 p.
39. HAUPTMAN, J, CHAUDRY, I.H. .- Shock : pathophysiology and management of hypovolemia and sepsis.- In : SLATTER, D. .- *Textbook of small animal surgery*. 2^o ed. .- Philadelphia : W.B. Saunders Company, 1993, Chap.1, 1-11.
40. HAWTHORNE, E.W. .- Instantaneous dimensional changes of the left ventricle in dogs.- *Circ. Res.*, 1961, **9**, 110-119.
41. HEYMANN, M.A., PAYNE, B.D., HOFFMAN, J.I.E., RUDOLPH, A.M. .- Blood flow measurements with radionuclide labelled particles.- *Progress in cardiovascular diseases*, 1977 , **20**, 56-77.
42. HILLIDGE, C.J., LEES, P. .- Cardiac output in the conscious and anaesthetised horse.- *Equine Vet. J.*, 1975, **7**, 16-21.
43. HOSKINS, J.D. .- Anesthésie du chiot et du chaton.- *Waltham International Focus*, 1993, **3**, 25-30.
44. IHNLEN, H., AMLIE, J.P., DALE, J., FORFANG, K., NITTER-HAUGE, S., OTTERSTAD, J.E., SIMONSEN, S., MYHRE, E. .- Determination of cardiac output by Doppler echocardiography.- *Br. Heart J.*, 1984, **51**, 54-60.
45. JARVIS, K.A., WOLINER, M.J., STEFFEY, E.P. .- Accuracy of the thermodilution method in estimating high flow – an in vitro study.- *J. Vet. Anaesth.* , 1992, **19**, 41-45.
46. KEEGAN, R.D., TUCKER, R.L., GREENE, S.A., TOBIAS, PENG, C. .- Comparison of thermodilution cardiac output measurements with cardiac output measurements obtained using transit-time ultrason flow in dogs.- *Vet. Sur.*, 1998, **27**, 168-169.
47. KHALIL, H.H., RICHARDSON, T.Q., GUYTON, A.C. .- Measurement of cardiac output by thermal dilution and direct Fick methods in dogs.- *J. Appl. Phys.* , 1966, **21**, 1131- 1135.
48. KIESLER, T.W., VOORHEES, W.D., WESSALE, J.L., PHAM, C.K. .- Impedance cardiography by use of a spot-electrode array to track changes in cardiac output in anaesthetized dogs.- *J. Am. Vet. Med. Assoc.*, 1990, **196**, 1804-1810.

49. KUBICEK, W.G., KARNEGIS, J.N., PATTERSON, R.P. et al. - Development evaluation of an impedance cardiac output system.- *Aerosp. Med.*, 1966, **37**, 1208-1212.- Cité par : DENNISTON, J.C., MAHER, J.T., REEVES, J.T., CRUZ, J.C., CYMERMAN, A., GROVER, R.F. - Measurement of cardiac output by electrical impedance at rest and during exercise.- *J. Appl. Physiol.*, 1976, **40**, 91-95.
50. LEVETT, J.M., REPLOGE, R.L. - Thermodilution cardiac output : a critical analysis and review of the literature.- *J. Sur. Res.*, 1979, **27**, 392-404.
51. LOEBER, C.P., GOLDBERG, S.J., MARX, G.R., CARRIER, M., EMERY, R.W. - How much does aortic and pulmonary artery area vary during cardiac cycle ?- *Am. Heart J.*, 1987, **113**, 93-98.
52. MASHIRO, I., NELSON, R.R., COHN, J.N., FRANCIOSA, J.A. - Ventricular dimensions measured non invasively by echocardiography in the awake dog.- *J. Appl. Physiol.*, 1976, **41**, 953-959.
53. Mc ENTEE, K., CLERCX, C., PYPENDOP, B., PEETERS, D., BALLIGAND, M., D'ORIO, V., HENROTEAUX, M. - Cardiac performance in conscious healthy dogs during dobutamine infusion.- *Res. Vet. Sci.*, 1996, **61**, 234-239.
54. MILES, G. - Basic principles and clinical applications of diagnostic ultrasonography.- *The Compendium-Small animal*, 1989, **11**, 609-624.
55. MILLER, M.W., KNAUER, K.W., HERRING, D.S. - Echocardiography : principles of interpretation.- *Semin. Vet. Med. Surg. (Small Anim.)*, 1989, **4**, 58-76.
56. MIZUNO, Y., AIDA, H., HARA, H., FUJINAGA, T., HAGIO, M. - Comparison of methods of cardiac output measurements determined by dye dilution, pulsed doppler echocardiography and thermodilution in horses.- *J. Vet. Med. Sci.*, 1994, **56**, 1-5.
57. NORTHBRIDGE, D.B., FINDLAY, I.N., WILSON, J., HENDERSON, E., DARGIE, H.J. - Non-invasive determination of cardiac output by Doppler echocardiography and electrical bioimpedance.- *Heart J.*, 1990, **63**, 93-97.
58. PASCOE, P.J., MOON, P.F. - Periparturient and neonatal anaesthesia.- *Vet. Clin. North Am. Small Anim. Pract.*, 2001, **31**, 315-342.
59. POMBO, J.F., TROY, B.L., RUSSELL, R.O. - Left ventricular volumes and ejection fraction by echocardiography.- *Circulation*, 1971, **43**, 480-490.

60. RASMUSSEN, S., CORYA, B.C., PHILLIPS, J.F., BLACK, M.J. .- Unreliability of M-mode left ventricular dimensions for calculating stroke volume and cardiac output in patients without heart disease.- *Chest*, 1982, **81**, 614-619.
61. RUSHMER, R.F. .- Length-circumference relations of the left ventricle.- *Circ. Res.*, 1955, **3**, 369.
62. SAVRY, C. .- *Place de la méthode doppler dans la mesure non invasive du débit cardiaque*.- Thèse : Med. : Brest : 1994 ; 299305.
63. SHORE, R., HOLT, J.P., KNOEFEL, P.K. .- Determination of cardiac output in the dog by Fick procedure.- *Am. J. Physiol.*, 1945, **43**, 709-714.
64. SIDNEY-MOISE, N. .- Doppler echocardiographic evaluation of congenital cardiac disease .- *J. Vet. Intern. Med.*, 1989, **3**, 195-207.
65. TEICHHOLZ, L.E., KREULEN, E., HERMAN, M.V., GORLIN, R. .- Problems in echocardiographic volume determinations : echocardiographic-angiographic correlations in the presence or absence of asynergy.- *Am. J. Cardiol.*, 1976, **37**, 7-11.
66. THOMAS, W.P. .- Two-dimensional real-time echocardiography in the dog. Technique and anatomic validation.- *Vet. Rad. Ultrasound*, 1984, **25**, 50-64.
67. THOMAS, W.P., GABER, C.E., JACOBS, G.J., KAPLAN, P.M., LOMBARD, C.W., SIDNEY-MOISE, N., MOSES, B.L. .- Recommendations for standards in transthoracic two-dimensional echocardiography in the dog and the cat.- *J. Vet. Intern. Med.*, 1993, **7**, 247-252.
68. TURGEON, M.L. .- *Clinical hematology – theory and procedures*. 3° ed. .- Philadelphia : Lippincott Williams & Wilkins, 1999.- 480 p.
69. UEHARA, Y., KOYA, M., TAKAHASHI, M. .- Determination of cardiac output by echocardiography.- *J. Vet. Med. Sci.*, 1995, **57**, 401-407.
70. WARE, W.A. .- Diagnostic tests for the cardiovascular system.- In : NELSON, R.W., COUTO, C.G. .- *Small animal internal medicine*. 2° ed. .- Saint Louis : Mosby, 1998.- Chap. 2, 13-47.
71. WELSEL, R.D., VITO, L., BERGER, R.L., HECHTMAN, H.B. .- Clinical applications of thermodilution cardiac output determinations.- *Am. J. Sur.*, 1975, **149 b**, 449-454.
72. WESSEL, H.U., PAUL, M.H., JAMES, G.W., GRAHN, A.R. .- Limitations of thermal dilution curves for cardiac output determinations.- *J. Appl. Phys.*, 1971, **30**, 643-652.

ANNEXES

ANNEXE 1 : Abréviations utilisées dans le texte et les figures.

- AO : aorte.
- bpm : battements par minutes.
- CV : coefficient de variation.
- D : droite.
- DC : débit cardiaque.
- FC : fréquence cardiaque.
- G : gauche.
- NSA : nœud sino atrial.
- OD : oreillette droite.
- OG : oreillette gauche.
- SD : écart-type.
- TM : temps mouvement.
- VD : ventricule droit.
- VG : ventricule gauche.

ANNEXE 2 : Tableaux des résultats.

Tableau 1 : Les différents sujets de l'étude.

Sujet	Sexe	Race	Poids (kg)	Surface (m²)	Age (ans)	Remarques
1	M	Cocker	15	0,6	1,5	-
2	F	Epagneul breton	14	0,58	3,5	-
3	F	Croisé épagneul	21	0,76	3	-
4	M	Croisé berger allemand	15	0,6	3	-
5	F	Labrador	31	0,99	2	-
6	M	Berger allemand	30	0,96	1,2	-
7	M	Croisé labrador	20	0,74	4	-
8	M	Croisé berger allemand	36	1,09	3,5	-
9	M	Braque	25	0,85	4,5	Endocardiose
10	M	Epagneul de pontaudemer	20	0,74	3,5	Endocardiose
11	F	Bichon	9	0,43	3,5	Stressé
12	F	Croisé	27	0,9	3,5	-
13	M	Croisé	23	0,81	5	-
14	F	Croisé	11	0,49	3,5	endocardiose
15	F	Colley	19	0,71	4	-
16	M	Berger belge	35	1,07	3	-
17	F	Labrador	26	0,88	3	endocardiose
18	M	Bichon	5	0,29	2	-
19	F	Croisé caniche	5,5	0,31	8	-
20	F	Croisé	30	0,96	1	-
21	F	Labrador	29	0,94	1	-
22	M	Doberman	35	1,07	3	-
23	F	Doberman	26	0,88	3,5	endocardiose
24	F	Shetland	8	0,4	3	-
25	F	Rottweiler	50	1,36	2	Souffle cardiaque 2/6
26	F	Dogue argentin	37	1,11	2	-
27	M	Dogue argentin	42	1,21	6	-
28	F	Epagneul de pontaudemer	15	0,6	8	endocardiose
29	M	Epagneul de pontaudemer	20	0,85	3	Endocardiose
30	M	Husky	28	0,92	4	-
31	M	Loulou	9	0,43	6	-
32	M	Bouledogue français	12,5	0,54	3	ASR
33	F	Labrador	29	0,94	3,5	-
34	F	Croisé briard	33	1,03	4	ASR
35	M	Croisé	21	0,76	6	Endocardiose
36	M	Bleu de gascogne	25	0,85		Travaux pratiques
37	M	Beagle	18	0,69		Travaux pratiques
38	M	Beagle	9	0,43		Travaux pratiques
39	F	Beagle	16	0,63		Travaux pratiques
40	F	Bleu de gascogne	19	0,71		Travaux pratiques
41	F	Beagle	15	0,6		Travaux pratiques

Tableau 2 : Mesures des diamètres aortiques (en mm).

Sujets	aorte 1 (mm)	aorte 2 (mm)	aorte 3 (mm)	aorte 4 (mm)	aorte 5 (mm)	moyenne aorte	SD aorte	CV aorte
1	17,20	16,80				17,00	0,28	0,02
2	15,60	15,90				15,75	0,21	0,01
3	17,10	17,90	18,10			17,70	0,53	0,03
4	19,80	20,20				20,00	0,28	0,01
5	20,60	21,20				20,90	0,42	0,02
6	23,00	22,40	23,50			22,97	0,55	0,02
7	17,70	18,40	19,70			18,60	1,01	0,05
8	22,10	21,90				22,00	0,14	0,01
9	23,60	22,10				22,85	1,06	0,05
10	20,30	20,30				20,30	0,00	0,00
11	13,10	13,10				13,10	0,00	0,00
12	20,60	20,50				20,55	0,07	0,00
13	20,70	22,40				21,55	1,20	0,06
14	14,20	14,40				14,30	0,14	0,01
15	17,00	17,80				17,40	0,57	0,03
16	20,20	19,80				20,00	0,28	0,01
17	22,70	22,10				22,40	0,42	0,02
18	11,70	11,90				11,80	0,14	0,01
19	14,60	12,80	13,50			13,63	0,91	0,07
20	22,40	22,70				22,55	0,21	0,01
21	23,80	22,80				23,30	0,71	0,03
22	22,30	23,10				22,70	0,57	0,02
23	23,10	22,70				22,90	0,28	0,01
24	11,90	11,50				11,70	0,28	0,02
25	23,40	25,60				24,50	1,56	0,06
26	22,70	22,30				22,50	0,28	0,01
27	25,20	25,20				25,20	0,00	0,00
28	21,60	20,80				21,20	0,57	0,03
29	21,10	21,40				21,25	0,21	0,01
30	22,10	22,10				22,10	0,00	0,00
31	17,80	16,80				17,30	0,71	0,04
32	16,50	16,20				16,35	0,21	0,01
33	22,20	22,10				22,15	0,07	0,00
34	23,80	24,90				24,35	0,78	0,03
35	19,70	19,80				19,75	0,07	0,00
36	21,10	21,10	20,80	20,80	20,80	20,92	0,16	0,01
37	20,00	19,10	19,50	19,80	20,00	19,68	0,38	0,02
38	14,90	14,40	14,60	14,90	14,90	14,74	0,23	0,02
39	16,50	16,80	16,50	16,50	16,20	16,50	0,21	0,01
40	20,10	20,40	20,60	21,60	21,30	20,80	0,63	0,03
41	18,10	18,40	18,00	18,10	18,10	18,14	0,15	0,01

Tableau 3 : Mesures des Vmax (en -m/sec).

Sujet	V max 1	Vmax 2	Vmax 3	Moyenne Vmax	SD Vmax	CV Vmax
1	1,38	1,28		1,33	0,07	0,05
2	1,25	1,17		1,21	0,06	0,05
3	1,61	1,50		1,56	0,08	0,05
4	0,93	1,00		0,97	0,05	0,05
5	1,21	1,22		1,22	0,01	0,01
6	1,53	1,65		1,59	0,08	0,05
7	1,49	1,49		1,49	0,00	0,00
8	1,08	1,07		1,08	0,01	0,01
9	1,60	1,64		1,62	0,03	0,02
10	1,21	1,15		1,18	0,04	0,04
11	1,17	1,16		1,17	0,01	0,01
12	1,08	1,22		1,15	0,10	0,09
13	1,38	1,23		1,31	0,11	0,08
14	1,31	1,38		1,35	0,05	0,04
15	1,59	1,52		1,56	0,05	0,03
16	1,34	1,35		1,35	0,01	0,01
17	1,47	1,47		1,47	0,00	0,00
18	1,19	1,14		1,17	0,04	0,03
19	1,06	1,03		1,05	0,02	0,02
20	1,21	1,20		1,21	0,01	0,01
21	1,31	1,25		1,28	0,04	0,03
22	<i>0.85</i>	<i>0.94</i>	<i>1.07</i>	<i>0.95</i>	<i>0.11</i>	<i>0.12</i>
23	1,53	1,58		1,56	0,04	0,02
24	<i>0.97</i>	<i>1.69</i>		<i>1.33</i>	<i>0.51</i>	<i>0.38</i>
25	1,45	1,47		1,46	0,01	0,01
26	0,91	0,98		0,95	0,05	0,05
27	1,13	1,17		1,15	0,03	0,02
28	1,03	1,10		1,07	0,05	0,05
29	0,99	0,92		0,96	0,05	0,05
30	1,11	1,25		1,18	0,10	0,08
31	1,02	0,96		0,99	0,04	0,04
32	1,19	1,37		1,28	0,13	0,10
33	<i>2.05</i>	<i>1.53</i>		<i>1.79</i>	<i>0.37</i>	<i>0.21</i>
34	1,15	1,07		1,11	0,06	0,05
35	1,13	1,10		1,12	0,02	0,02

Les sujets en italiques (n° 22, 24, 33) sont écartés de l'étude ultérieure du débit cardiaque.

Tableau 4 : Mesures des débits cardiaques (l/min).

Sujet	débit 1	débit 2	débit 3	débit 4	débit 5	moyenne débits (l/min)	SD débits	CV débits
1	2,49	1,88	2,00			2,12	0,32	0,15
2	2,46	2,36				2,41	0,07	0,03
3	3,80	3,54				3,67	0,18	0,05
4	3,19	2,90	4,21			3,43	0,69	0,20
5	4,81	4,76				4,79	0,04	0,01
6	4,20	4,38				4,29	0,13	0,03
7	3,66	4,12				3,89	0,33	0,08
8	4,47	4,22				4,35	0,18	0,04
9	7,27	7,08				7,18	0,13	0,02
10	3,50	3,25				3,38	0,18	0,05
11	1,94	2,26				2,10	0,23	0,11
12	4,24	3,99				4,12	0,18	0,04
13	6,39	6,19				6,29	0,14	0,02
14	1,96	1,98				1,97	0,01	0,01
15	3,10	3,74				3,42	0,45	0,13
16	3,82	3,95				3,89	0,09	0,02
17	4,89	5,51				5,20	0,44	0,08
18	1,08	0,99				1,04	0,06	0,06
19	1,37	1,47				1,42	0,07	0,05
20	5,34	4,81				5,08	0,37	0,07
21	6,55	7,09				6,82	0,38	0,06
23	5,52	5,64				5,58	0,08	0,02
25	8,09	5,64				6,87	1,73	0,25
26	3,46	3,24				3,35	0,16	0,05
27	4,23	4,48				4,36	0,18	0,04
28	3,30	4,06				3,68	0,54	0,15
29	5,48	5,81				5,65	0,23	0,04
30	5,50	4,20	4,15			4,62	0,77	0,17
31	2,35	2,27				2,31	0,06	0,02
32	1,51	1,73				1,62	0,16	0,10
34	5,27	4,47				4,87	0,57	0,12
35	3,27	3,22				3,25	0,04	0,01
36	5,52	6,46	5,70	6,64	6,23	6,11	0,48	0,08
37	3,56	3,49	3,18	4,03	4,40	3,73	0,48	0,13
38	2,87	2,86	2,56	2,11	2,52	2,58	0,31	0,12
39	3,15	2,91	3,17	2,97	3,21	3,08	0,13	0,04
40	5,56	5,54	4,43	6,35	5,57	5,49	0,69	0,12
41	2,11	3,42	3,75	3,27	4,17	3,34	0,77	0,23

Toulouse, 2002
NOM : MARTINEZ

PRENOM : Pascale

TITRE : Détermination du débit cardiaque par échocardiographie Doppler : étude chez le chien sain.

RESUME :

L'échographie et l'échographie doppler se sont imposées comme étant des techniques de référence pour l'exploration des affections cardiaques. Cependant, un paramètre, le débit cardiaque, demeure encore de nos jours sous estimé et mal évalué en médecine vétérinaire.

Après un rappel sur les principes et applications en cardiologie de l'échographie et de l'échographie doppler, l'auteur développe les mécanismes de régulation du débit cardiaque et les différentes techniques qui ont permis jusqu'à présent d'évaluer ce paramètre chez le chien. Puis dans une étude sur 41 chiens vigiles, l'auteur se propose de déterminer la faisabilité et la répétabilité d'une technique de détermination du débit cardiaque par échocardiographie doppler.

Si la détermination du débit cardiaque chez le chien par échographie doppler semble aisément incorporable et réalisable au cours d'un examen échocardiographique standard, elle présente un défaut de répétabilité (cv moyen de 8%). Ceci peut être corrigé en réalisant une double mesure du diamètre et de la vitesse maximale aortiques (et en ne prenant en compte que les valeurs pour lesquelles la variation est minimale), et en se basant sur une durée minimale de 15 sec pour évaluer la fréquence cardiaque des sujets plutôt que sur la durée séparant deux éjections systoliques.

MOTS-CLES : DEBIT CARDIAQUE – ECHOGRAPHIE – ECHOCARDIOGRAPHIE – DOPPLER - CHIEN

ENGLISH TITLE : Determination of cardiac output by Doppler echocardiography : a study on healthy dogs.

ABSTRACT :

Echography and doppler echography are the best methods for cardiac affections exploration. However cardiac output is still an underevaluated parameter in veterinary medicine.

After a short reminder of echography and doppler echography's principles and applications, the author develops which are the cardiac output regulation mechanisms and methods of determination in the dog. In a study on 41 dogs, the authors evaluates the feasibility and repetability of one doppler echocardiography cardiac output determination method.

While cardiac output determination in the dog by doppler echocardiography seems easy to perform during a standard echocardiography, it has a repetability defect (mean cv = 8%). This point can be corrected by the mean of double measurement of the aortic diameter and maximal velocity (and taking it into account only if there is a small variation), and by estimating heart rate on 15 sec more than on the time separating two systolic ejections.

KEY WORDS : CARDIAC OUTPUT – ECHOGRAPHY – ECHOCARDIOGRAPHY – DOPPLER - DOG