

REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE

**MINISTERE DE L'ENSEIGNEMENT SUPERIEUR ET DE LA RECHERCHE
SCIENTIFIQUE**

ECOLE NATIONALE SUPERIEURE VETERINAIRE-ALGER

-

**PROJET DE FIN D'ETUDES
EN VUE DE L'OBTENTION
DU DIPLOME DE DOCTEUR VETERINAIRE**

THEME

**BASES PHYSIQUES ET TECHNIQUES DE L'ECHOCARDIOGRAPHIE
DOPPLER CHEZ LE CHIEN SAIN :
INTERRET DANS L'EVALUATION DU DEBIT CARDIAQUE
(ETUDE BIBLIOGRAPHIQUE)**

Réalisé par : HALIMI CHEIKH

Soutenu le : 03 /11/2009

Le jury :

Présidente	: M^{elle} ILES .I	(Maitre assistante classe A à l'ENSV)
Promotrice	: M^{elle} BERDOUS. S	(Maitre assistante classe A à l'ENSV)
Examinatrice 1	: M^{me} MOKRANI. N	(Maitre assistante classe A à l'ENSV)
Examineur 2	: M^{me} REMICHI. H	(Maitre assistante classe B à l'ENSV)

Année universitaire 2008-2009

REMERCIEMENT

Au terme de ce travail, il nous est agréable d'exprimer nos remerciements et nos profondes gratitudes à tous ceux qui ont contribué de près ou de loin à la réalisation de ce modeste mémoire en particulier :

M^{elle} BERDOUS S. (Maitre assistante classe A à l'ENSV), qui a accepté d'être ma promotrice. Je lui exprime ma reconnaissance pour ses précieux conseils qui m'ont guidés dans la réalisation de ce travail.

M^{elle} ILES.I (Maitre assistante classe A à l'ENSV), et qui m'a fait l'honneur de présider le jury.

M^{me} MOKRANI.N (Maitre assistante classe A à l'ENSV) et M^{me} REMICHI H. (Maitre assistante classe B à l'ENSV) qui nous ont fait l'honneur d'avoir accepté de juger ce travail.

Dédicace

Au nom du dieu le tout puissant, le très miséricordieux par la grâce du quel j'ai pu réaliser ce travail que je dédie :

A mes parents, pour leur amour, leur dévouement et leur soutien tout au long de ces longues années d'étude. Qu'ils trouvent ici l'expression de ma gratitude.

A mes grands parents

A mes frères : Fethi et Amine

A mes sœurs : FADILA et son époux et ma chère petite Soumia

A ma tante Fatiha et son époux Sofiane et leurs enfants : Oussama, Akram et Douaâ . Mon cousin Sofiane

A mes amis de l'ENV et de l'ENSV

A mes amis de la cité Bouraoui

A mes amis d'Ain El Hadid

Chikhou

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 1: Nature de l'onde sonore en fonction de sa fréquence

Tableau 2 : vitesse de propagation du son dans les différents tissus

Tableau 3 : Relation entre la longueur d'onde et la fréquence des ultrasons pour une célérité de l'onde constante (1540 m/s).

Tableau 4 : Impédance acoustique de différents milieux

Tableau 5 : Valeur de la réflexion en pourcentage de différentes interfaces

Tableau 6 : Relation entre la profondeur de pénétration et la fréquence de la sonde

Tableau 7 : Coefficient d'atténuation des tissus ou matériaux

LISTE DES FIGURES

Figure 1: Longueur d'onde (•)

Figure 2 : Effet piézoélectrique

Figure 3 : Représentation du faisceau ultrasonore

Figure 4 : La réflexion et la réfraction de l'onde ultrasonore incidente

Figure 5: La réflexion de type miroir

Figure 6: La réflexion multidirectionnelle

Figure 7 : Le mode amplitude

Figure 8 : Le mode brillance

Figure 9 : Le mode bidimensionnel

Figure 10 : Le mode temps mouvement

Figure 11 : Différents types de sondes : (a) : sonde linéaire (barrette) ; (b) : sonde mécanique monocristal ; (c): sonde mécanique à plusieurs cristaux.

Figure 12 : Sonde sectorielle

Figure 13 : Sonde linéaire

Figure 14 : Sonde linéaire courbe

Figure 15 : Sonde annulaire

Figure 16 : Représentation schématiques de coupes de vaisseaux

Figure 17 : Analyse graphique : représentation du spectre des vitesses aortiques

Figure 18 : Doppler continu

Figure 19 : Doppler pulsé

Figure 20 : Doppler couleur

Figure 21 : Représentation schématique de la conformation externe du cœur du chien : la face auriculaire (en haut) et la face atriale (en bas) (22).

Figure 22 : Représentation schématique de la conformation interne du cœur gauche (en haut) et du cœur droit (en bas) chez le chien (22).

Figure 23: Les différentes coupes permettant une mesure du diamètre aortique

Figure 24: mesure du diamètre aortique

Figure 25: Sélection du spectre des vitesses aortiques et mesure de l'intervalle R-R

Liste des abréviations

A : amplitude

A: artère

APD: artère pulmonaire droit

APG: artère pulmonaire gauche

AO: aorte

B : Brillance

BD : Mode Bidimensionnel

bpm : battements par minute

C : La célérité de l'onde

Cm : centimètre

db /cm .MHz : décibel /centimètre. Méga hertz.

DC : débit cardiaque

E : émetteur

F : La fréquence

FC : fréquence cardiaque

g. cm⁻².s⁻² : gramme. Centimètre au carrée. Seconde au carrée

Hz: hertz

KHz: kilo hertz

mm Hg :millimètre mercure

MHz: méga hertz

mm: millimètre

m/s : mètre par seconde

OG: oreillette gauche

R : récepteur

TM : Temps Mouvement

TP: tronc pulmonaire

V : veine

VD: ventricule droit

VES : volume d'éjection systolique

VP: veine pulmonaire

VT: valve tricuspide

W/cm²: watt par centimètre carré

Z : l'impédance acoustique

• : La longueur d'onde

% : pourcentage

• : masse volumique du milieu

SOMMAIRE

INTRODUCTION

PREMIERE PARTIE

CHAPITRE I: BASES PHYSIQUES DE L'ECHOCARDIOGRAPHIE ET DE L'ECHOGRAPHIE DOPPLER

I .Bases physiques	02.
I.1 L'onde sonore.....	02
I.1.1 La fréquence.....	02
I.1.2 La longueur d'onde.....	02
I.1.3 La célérité de l'onde.....	03
I.1.1.4 L'intensité.....	04
I.2 Productions des ultrasons : effet piézoélectrique.....	04
I.3. Interactions des ultrasons avec la matière.....	05
I.3.1. La propagation des ultrasons.....	05
I.3.2. Formation des échos.....	06
I.3.2.1. La réflexion spéculaire.....	06
I.3.2.2. La réflexion non spéculaire.....	07
I.3.2.3. Caractéristique du milieu : l'impédance acoustique.....	08
I.3.3. Pénétration des ultrasons.....	10
I.3.4. Atténuation des ultrasons.....	10
II. l'échographie	12
II. 1 Les modes de l'échographie	12
II. 1. 1 Mode A (Mode Amplitude)	12

II. 1. 2 Mode B (Mode Brilliance).....	12
II. 1. 3 Mode BD (Mode Bidimensionnel).....	13
II. 1. 4 Le mode TM (Mode Temps Mouvement)	13
II. 2 Applications en cardiologie	14
II.3 Les types de sondes échographiques.....	15
II. 3. 1 Les sondes mécaniques.....	15
II.3. 2 Sondes électroniques.....	16
II.3. 2. 1 Sondes linéaires	16
II. 3. 2. 2 Sondes linéaires courbes.....	17
II. 3. 2. 3 Sondes annulaires.....	17
II. 4 Interprétation de l'image échographique	18
II. 4. 1 Les images de contour.....	18
II. 4. 1. 1 Image d'interface.....	18
II.4. 1. 2 Image de paroi.....	18
II. 5. 1. 3 Les images tissulaires.....	19
II. 4. 1. 3. 1 Les images de liquides.....	20
II. 4. 1. 3. 2 Les images de tissus mous.....	20
II. 4. 1. 3. 3 Les images de tissus gras.....	20
II.4. 1. 3. 4 Les images de tissus osseux et de calculs.....	20
II. 4. 1. 3. 5 Les images de gaz.....	21
III. le doppler:.....	21
III. 1 Principes physiques	21
III.2 Différents modes du doppler	22
III.2. 1 Analyse auditive.....	22
III. 2. 2 Analyse graphique.....	22

III. 2. 3 Analyse colorimétrique	22
III.3 Formation de l'image doppler	23
III. 3. 1 Le doppler continu	23
III. 3. 2 Le doppler pulsé.....	24
III. 3. 3 Le doppler à codage couleur.....	24
III. 3. 4 le doppler tissulaire	25
III. 4 Application en cardiologie	26
CHAPITRE II : ANATOMIE DU CŒUR ET LE DEBIT CARDIAQUE	
IV.L'anatomie cardiaque.....	27
IV.1 La conformation externe du cœur.....	27
IV.2 La structure et la conformation interne du cœur	28
V. Le débit cardiaque	29
V.1 Définition	29
V.2 La relation entre la tension et la longueur dans le muscle cardiaque	30
V. 1 Les facteurs du débit cardiaque	30
V. 1. 1 La fréquence cardiaque	30
V. 1. 2 La contractilité	31
V. 1. 3 La précharge.....	31
V. 1. 4 La postcharge	32
 DEUXIEME PARTIE	
CHAPITRE I : EVALUATION DU DEBIT CARDIAQUE	
I. Principe	33
II. Matériel et protocole d'examen	34

III. Evaluation du débit cardiaque	35
III.1 Mesure du diamètre aortique	35
III.2 Doppler aortique	35
III.3 Sélection des courbes des vitesses aortiques	35
III.4 Mesure de l'intégrale des vitesses	36
III.5 Mesure doppler de l'intervalle R-R	36
III.6 Calcul du débit cardiaque	36

CONCLUSION GENERALE

INTRODUCTION

INTRODUCTION

Ces quarante dernières années, l'apparition de l'échocardiographie a révolutionné la cardiologie humaine puis vétérinaire. Elle représente un moyen d'exploration non invasif de la fonction cardiaque. Son utilisation à des fins diagnostiques s'est généralisée chez les praticiens vétérinaires, notamment en médecine des carnivores.

Cette technique d'imagerie a vu se développer de nouvelles technologies d'aide au diagnostic, moins lourdes et qui ne nécessitent pas l'anesthésie générale du patient; parmi elles la technique doppler, qui est venue compléter l'examen échocardiographique en fournissant des précisions sur la vitesse, la direction et le caractère des flux sanguins.

L'échocardiographie doppler a fait évoluer considérablement la cardiologie vétérinaire. L'auscultation et l'électrocardiogramme pourraient être complétés par cette technique d'imagerie permettant à la fois une détermination qualitative des anomalies morphologiques et quantitatives de l'anatomie et du fonctionnement du cœur.

Cette technique repose sur l'analyse des faisceaux d'ultrasons qui se réfléchissent en traversant les différentes interfaces anatomiques. Son succès vient du fait qu'elle présente une évaluation, non douloureuse et en temps réel du fonctionnement cardiovasculaire.

Dans notre étude nous nous sommes attachés à décrire l'échocardiographie doppler et son utilisation dans l'évaluation du débit cardiaque, en prenant l'exemple du chien sain.

Dans la première partie de ce mémoire, nous énoncerons les principes physiques et techniques de l'échographie et l'échographie doppler, leurs différentes applications en cardiologie, suivis d'un rappel sur l'anatomie du cœur et le débit cardiaque.

Puis dans la deuxième partie, nous expliquerons la technique de détermination du débit cardiaque par échocardiographie doppler généralement utilisée en pratique vétérinaire.

PARTIE I

CHAPITRE I

BASES PHYSIQUES DE L'ECHOCARDIOGRAPHIE
DE L'ECHORAPHIE DOPPLER

Dans cette partie nous énoncerons les principes physiques et techniques sur lesquelles reposent l'échographie et l'échographie doppler, leurs apports en cardiologie. Puis nous exposerons l'anatomie du cœur chez le chien en définissant le débit cardiaque et ses différents facteurs.

I. Bases physiques

I.1 L'onde sonore

Le son résulte de la vibration des molécules d'un milieu. Il se propage sous forme d'onde mécanique susceptible de subir des réflexions (échos), des réfractions et des interférences. La propagation du son ne peut se faire que dans la matière. A l'instar de l'onde lumineuse, l'onde sonore est caractérisée par les paramètres suivants:

1. La fréquence,
2. La longueur d'onde,
3. La célérité de l'onde,
4. L'intensité.

I.1.1 La fréquence

La fréquence f de l'onde sonore correspond au nombre de compressions et d'expansions que subissent les molécules du milieu en une seconde. Elle s'exprime en Hertz (Hz) ou cycle/seconde. La nature de l'onde sonore (infrasons, sons, ultrasons, hypersons) est définie par sa fréquence (Tableau 1). Seuls les sons, ayant une fréquence comprise entre 16 Hz et 18 kHz, sont audibles par l'oreille humaine.

Tableau 1: Nature de l'onde sonore en fonction de sa fréquence (**DAVID F et RUBEN S, 1996**).

Nature	Fréquence
Infrasons	0-16 Hz
Sons	16 Hz-18kHz
Ultrasons	18kHz-150MHz
Hypersons	150MHz

En échographie, les sons utilisés ont une fréquence qui oscille entre 1 et 10MHz.

I.1.2 La longueur d'onde

La longueur d'onde λ d'un faisceau ultrasonore représente la distance entre deux ondes successives (Figure 1).

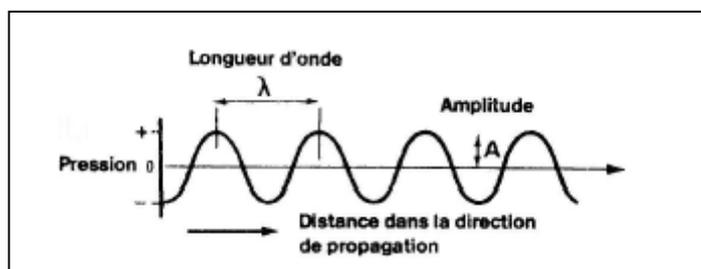


Figure 1: Longueur d'onde (•) (KRAFF.E ; 2007)

I.1.3 La célérité de l'onde

La célérité de l'onde C correspond à la vitesse de propagation de l'onde dans le milieu. Elle varie en fonction du milieu considéré (Tableau 2). La vitesse de propagation des ultrasons est de 1540 m/s environ dans les tissus mous, 332 m/s dans l'air et 4080 m/s dans l'os. Elle s'accroît avec la cohésion moléculaire du milieu traversé. Généralement, puisque les vitesses de propagation des sons dans les différents tissus mous sont très proches, la valeur de 1540 m/s (vitesse moyenne des ultrasons dans les tissus mous) est retenue pour étalonner les échographes.

Tableau 2 : vitesse de propagation du son dans les différents tissus (KRAFF.E ; 2007)

Tissu ou matériau	Vitesse de propagation du son (m/s)
Air	331
Graisse	1450
Eau	1495
Tissu mou	1540
Cerveau	1541
Foi	1549
Rein	1561
Sang	1570
Muscle	1585
Os	4080

La fréquence, la longueur d'onde et la célérité de l'onde sonore sont liées par la formule:

$$C = f \times \lambda$$

Formule 1

La vitesse étant un paramètre constant dans un milieu donné, un accroissement de la fréquence entraîne une diminution de la longueur d'onde et vice-versa (Tableau 3).

Tableau 3 : Relation entre la longueur d'onde et la fréquence des ultrasons pour une célérité de l'onde constante (1540 m/s) (**KRAFF.E; 2007**).

Fréquence (MHz)	Longueur d'onde (mm)
2,00	0,77
3,00	0,51
5,00	0,31
7,00	0,21
10,00	0,15

I.1.4 L'intensité

L'intensité d'un son correspond à la puissance du faisceau par unité de surface. Elle est exprimée en watt par cm^2 (W/cm^2). Pour le diagnostic échographique, l'appareil émet un faisceau d'ultrasons dont l'intensité varie entre 0,1 et 0,001 W/cm^2 .

I.2 Productions des ultrasons : effet piézoélectrique

La production des ultrasons est basée sur l'effet piézoélectrique. L'effet piézoélectrique a été découvert par Pierre et Jacques Curie (**PERRET D, 1999**). Son principe repose sur la faculté de transformer une énergie électrique en énergie mécanique et vice-versa.

Le phénomène permettant de transformer un type d'énergie en un autre type d'énergie s'appelle la *transduction*.

Les ultrasons sont produits par un élément piézoélectrique (cristaux de quartz, céramiques de Plomb Zirconate de Titane ou polymères fluorés) présent dans la sonde de l'échographe. En effet, d'après la figure 2, les cristaux de quartz (ou les céramiques) ont la capacité de se charger lorsqu'ils sont comprimés (effet piézoélectrique direct) et, inversement de se déformer lorsqu'ils sont chargés (effet piézoélectrique inverse) (**DAVID F et RUBEN S, 1996**). (**PASCALE S M, 2002**).

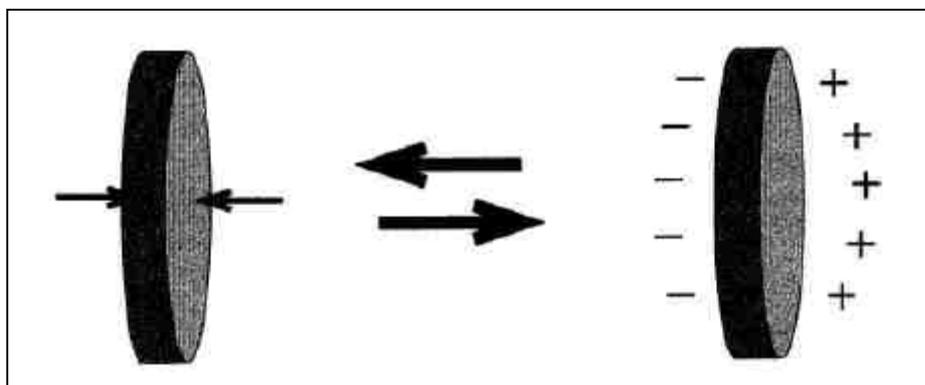


Figure 2 : Effet piézoélectrique (**CROS.N, 2005**)

I.3. Interactions des ultrasons avec la matière

I.3.1. La propagation des ultrasons

Dans un milieu homogène, la propagation des ultrasons se fait en ligne droite dans une zone de champ proche (zone de Fresnel). Puis, dans un champ lointain (zone de Fraunhofer), les bords du faisceau ultrasonore ne sont plus parallèles mais sont divergents (Figure 3).

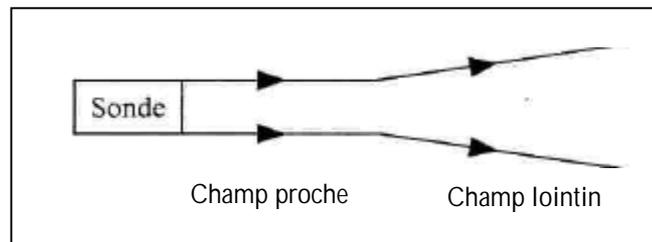


Figure 3 : Représentation du faisceau ultrasonore (CROS.N, 2005)

Lorsque les tissus à explorer sont situés dans la zone de Fresnel, l'utilisation des ultrasons est optimale car: le faisceau ultrasonore est bien parallèle donc les interfaces sont perpendiculaires aux ultrasons, l'intensité des ultrasons est plus élevée dans la zone de champ proche.

La zone de Fresnel est d'autant plus courte que la fréquence de la sonde est basse. Ainsi, on peut penser qu'il est intéressant d'augmenter la fréquence. Toutefois, la situation n'est pas si simple puisque une fréquence élevée s'accompagne d'un faible pouvoir de pénétration de l'onde ultrasonore. La divergence du faisceau ultrasonore, encore appelée dispersion est une des causes d'atténuation de l'intensité des ultrasons.

I.3.2. Formation des échos

I.3.2.1. La réflexion spéculaire

Lorsque le faisceau d'ultrasons rencontre un obstacle (interface), il subit simultanément une réflexion et une réfraction (Figure 4). L'écho représente la partie réfléchi de l'onde incidente. La réfraction correspond à l'onde qui traverse cette interface et qui peut atteindre l'interface suivante.

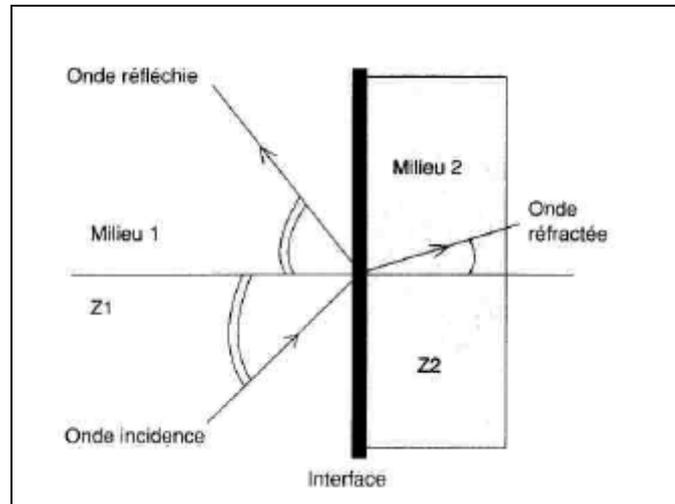


Figure 4 : La réflexion et la réfraction de l'onde ultrasonore incidente (CROS.N, 2005)

Lors de la réflexion spéculaire, encore appelée réflexion de type miroir, deux cas sont possibles:

1. L'obstacle se comporte comme un écran et toute l'onde ultrasonore incidente est réfléchi si bien que le faisceau réfracté est nul, ce qui entraîne une perte d'information des structures sous-jacentes à l'obstacle. C'est par exemple le cas quand l'obstacle est un os ou du gaz,
2. L'obstacle est franchi par une partie du faisceau ultrasonore (onde réfractée), l'autre partie est réfléchi et constitue l'écho. L'onde réfractée permet de recevoir des échos des structures plus profondes. Cela n'est toutefois possible que si les conditions suivantes sont réunies :
 - a. les variations d'impédance acoustique au niveau des interfaces doivent être suffisantes,
 - b. le faisceau ultrasonore incident doit être perpendiculaire à l'interface, sinon l'onde réfléchi n'est pas dirigée vers la sonde et l'écho est perdu,
 - c. la puissance initiale du faisceau doit être suffisante pour qu'il puisse atteindre les interfaces successives.

Seul le faisceau réfléchi (écho) qui revient à la sonde peut contribuer à la formation de l'image échographique. C'est pourquoi le faisceau incident doit être de dimension plus étroite que l'obstacle et être le plus perpendiculaire possible à l'interface, afin que la totalité de l'onde réfléchi revienne au transducteur (Figure 5)

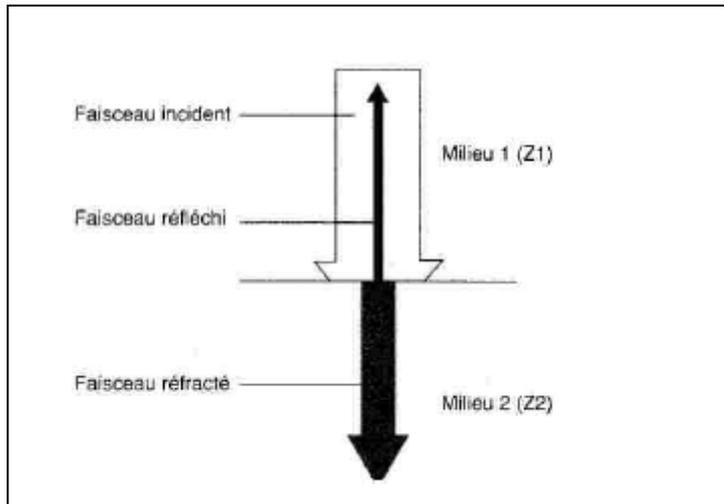


Figure 5: La réflexion de type miroir (CROS.N, 2005)

En revanche, lorsque le faisceau ultrasonore n'aborde pas l'interface de manière perpendiculaire, l'onde réfléchie ne retourne pas nécessairement à la sonde, ce qui entraîne une perte d'information se matérialisant à l'écran par une perte de contour de l'objet.

I.3.2.2. La réflexion non spéculaire

La réflexion non spéculaire est également appelée diffusion, dispersion des ultrasons ou réflexion multidirectionnelle, terme le plus parlant. Elle se produit lorsque le faisceau d'ultrasons rencontre une structure réfléchissante irrégulière ou de très petite dimension par rapport à la longueur d'onde ultrasonore, comme des cellules, des capillaires, du tissu conjonctif. Des échos sont émis dans une multitude de direction indépendamment de l'angle d'incidence du faisceau, mais seuls ceux qui retournent à la sonde sont utiles pour la formation de l'image échographique (Figure 6). Ces échos sont généralement plus faibles que ceux émis lors de la réflexion de type miroir. Nous ne pouvons donc en aucun cas comparer l'échogénicité des structures dont l'image est formée par réflexion type miroir par rapport au type multidirectionnel.

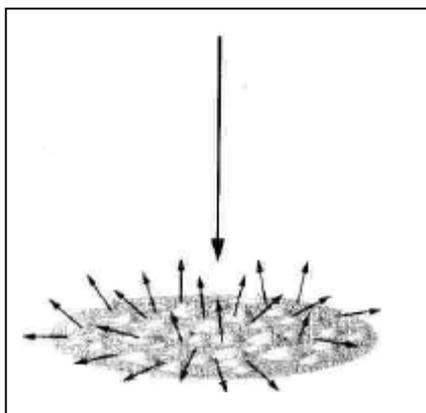


Figure 6: La réflexion multidirectionnelle (CROS.N, 2005)

La réflexion non spéculaire permet de visualiser la structure interne des organes (parenchymes, muscles...) et les parois sous incidences obliques ou tangentielles.

I.3.2.3. Caractéristique du milieu : l'impédance acoustique

Les tissus de l'animal examiné constituent des milieux différents que les ultrasons doivent traverser. Ces milieux sont caractérisés par un paramètre physique, l'impédance acoustique (Z). Ce paramètre se définit comme la résistance que le milieu oppose au cheminement de l'onde ultrasonore.

L'impédance acoustique (Z) correspond au produit de la densité ou masse volumique (ρ) du milieu et la célérité de l'onde sonore (C):

$$Z = \rho \times C$$

Formule 2

Une interface acoustique est constituée de la juxtaposition de deux milieux d'impédance acoustique différente (Tableau 4).

Tableau 4 : Impédance acoustique de différents milieux (KRAFF.E; 2007)

Milieu	Impédance acoustique $Z(\text{g. cm}^{-2}.\text{s}^{-2})\times 10^5$
Air	0,0004
Graisse	1,38
Sang	1,61
Rein	1,62
Muscle	1,70
Eau	7,80

Le tableau 4 montre que les tissus mous ont des impédances voisines. En revanche, l'air et l'os ont des impédances extrêmes par rapport aux tissus mous.

L'impédance acoustique (Z) permet de calculer le pourcentage de l'énergie réfléchi par rapport à l'énergie incidente, grâce à la formule suivante :

$$\% \text{ d'énergie réfléchi} = 100 \frac{(Z_2 - Z_1)^2}{(Z_2 + Z_1)^2} \quad \text{Formule 3}$$

Nous en déduisons que la réflexion est d'autant plus importante que les impédances acoustiques des deux tissus constituant l'interface sont différentes (Tableau 5).

Tableau 5 : Valeur de la réflexion en pourcentage de différentes interfaces (**KRAFF.E; 2007**)

Interface	Réflexion (%)
Sang-Cerveau	0,30
Rein-Foie	0,60
Sang-Rein	0,70
Foie-Muscle	1,80
Sang-Graisse	7,90
Foie-Graisse	10,00
Muscle-Graisse	10,00
Muscle-Os	64,60
Cerveau-Os	66,10
Eau-Os	68,40
Tissu mou-Air	99,00

Pour les interfaces tissu mou–os et tissu mou–gaz, la réflexion est très importante. Ceci a des conséquences pratiques pour l'examen échographique d'un animal. D'une part, il est nécessaire d'appliquer un gel de contact entre la sonde et la peau de l'animal, ou de plaquer la sonde contre la paroi du rectum lors d'échographie trans-rectale, afin de ne pas avoir d'air entre le transducteur (la sonde) et les tissus, sinon les structures plus profondes ne peuvent pas être visualisées puisque l'air représente un obstacle à la propagation des ultrasons. D'autre part, lors de l'examen échographique, la sonde doit être placée sur une "fenêtre acoustique", c'est-à-dire une zone de l'organisme où le faisceau d'ultrasons ne rencontrera pas de tissu osseux, l'os étant un obstacle à la transmission des ultrasons. Lors d'échocardiographie, l'espace intercostal représente une "fenêtre acoustique".

I.3.3. Pénétration des ultrasons

La pénétration des ultrasons dans les tissus de l'organisme dépend de la fréquence de l'onde ultrasonore (Tableau 6). Plus la fréquence de la sonde est élevée, moins le faisceau d'ultrasons pénètre dans les tissus.

Tableau 6 : Relation entre la profondeur de pénétration et la fréquence de la sonde (**KRAFF.E; 2007**).

Fréquence de la sonde (MHz)	Profondeur d'exploration (cm)
2,50	29
3,50	22
5,00	14
7,50	7

Il apparaît donc que la fréquence est un critère majeur dans le choix de la sonde. Si l'organe étudié est profond, la fréquence de la sonde doit être basse (2,5 à 5 MHz). Au contraire, si l'organe examiné est superficiel, la fréquence de la sonde doit être élevée (7,5 à 10 MHz).

I.3.4. Atténuation des ultrasons

Cette atténuation est liée aux phénomènes de réflexions spéculaire et non spéculaire qui réduisent l'énergie de l'onde incidente.

Le faisceau d'ultrasons s'atténue et perd de l'énergie (frottements, non élasticité des chocs) avec la profondeur d'exploration. L'atténuation de l'onde dépend de :

1. la fréquence d'émission des ultrasons : plus la fréquence de l'onde augmente, plus la profondeur d'exploration est faible, donc plus l'atténuation est élevée,
2. la distance parcourue : l'atténuation de l'onde ultrasonore décroît exponentiellement avec la distance parcourue. Ainsi, deux interfaces similaires mais situées à une profondeur différente ne donnent pas des échos d'intensités égales.
3. du milieu de propagation : les caractéristiques du milieu ont un rôle sur l'atténuation de l'intensité des ultrasons. Les tissus ou matériaux ayant une très faible ou une très forte cohésion moléculaire (air, os) ont un coefficient d'atténuation maximal.

Le tableau 7, représente le coefficient d'atténuation des ultrasons de divers tissus et matériaux.

Tableau 7 : Coefficient d'atténuation des tissus ou matériaux (**KRAFF.E; 2007**).

Tissus ou matériaux	Coefficient d'atténuation (db /cm .MHz)
Eau	0,002
Sang	0,18
Foie	0,95
Rein	1,00
Os	20,00
Poumon	40,00

Par conséquent, l'atténuation est beaucoup plus importante dans l'air et l'os que dans les tissus mous. Concernant les liquides, l'atténuation est minime, c'est d'ailleurs pour cette raison qu'ils sont utilisés comme "fenêtre acoustique" facilitant l'examen des structures plus profondes.

II. l'échographie

L'échographie est une technique d'imagerie médicale basée sur l'utilisation d'ondes ultrasonores. Elle renseigne sur la structure interne des organes grâce à l'analyse de faisceaux d'ultrasons envoyés par une sonde puis réfléchis par les organes rencontrés.

II. 1 Les modes de l'échographie

L'image échographique peut être analysée selon différents modes :

II. 1. 1 Mode A (Mode Amplitude)

Le mode A est le mode de représentation de l'image le plus primitif. Il consiste à afficher à l'écran l'amplitude du signal recueilli par la sonde en fonction de la profondeur. Les pics d'amplitude dépendent de l'intensité de l'onde réfléchie, un faisceau unique de direction constante est utilisé (Figure 7).

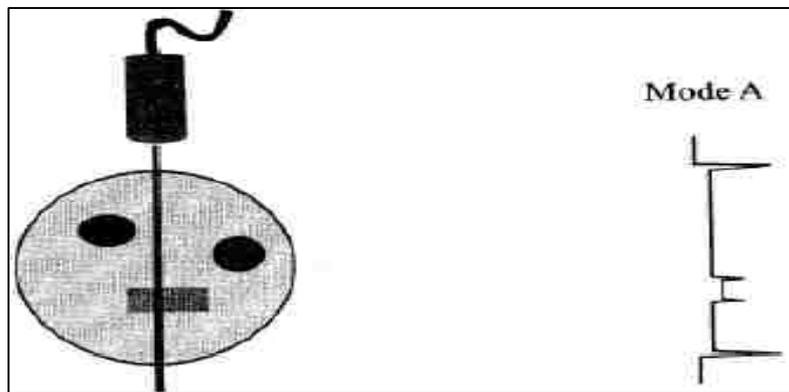


Figure 7 : Le mode amplitude (CROS.N, 2005)

Ce mode est utilisé en ophtalmologie, neurologie pédiatrique et en expertise des viandes pour mesurer les masses musculaires (MERCIER P, 1989).

II. 1. 2 Mode B (Mode Brillance)

Les pics d'amplitude du mode A sont remplacés par des points lumineux plus ou moins brillants. La brillance des points augmente avec l'intensité du faisceau ultrasonore réfléchi (Figure 8). Sur l'écran, les points varient du noir (pas de réflexion) au blanc (très forte réflexion) en passant par toute une gamme de gris, nommée "échelle de gris" (PENNINCK D et CUVELLIEZ S, 1985). Dans ce mode aussi, un seul faisceau, dans une direction unique est utilisé.

Il est possible d'obtenir une image dite image en temps différé après avoir déplacé la sonde manuellement. L'appareil mémorise tous les points représentant des échos et reconstruit ensuite une image.

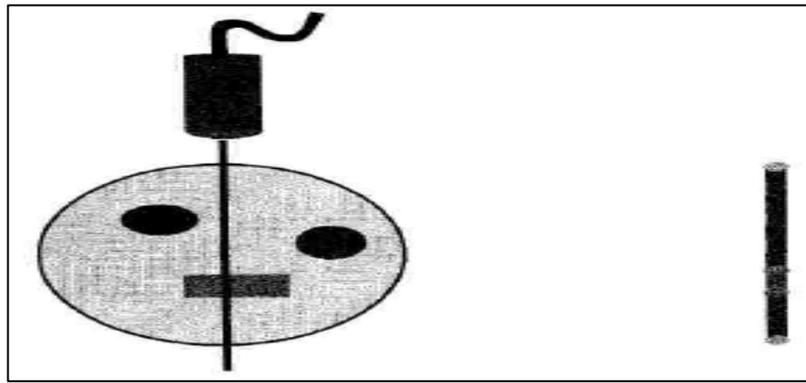


Figure 8 : Le mode brillance (CROS.N, 2005)

II. 1. 3 Mode BD (Mode Bidimensionnel)

Le mode bidimensionnel, encore appelé mode dynamique ou temps réel, permet d'obtenir une image en deux dimensions d'un plan de coupe. Ce mode correspond à la juxtaposition d'une multitude d'images en mode B (Figure 9), obtenue : (PENNINCK D et CUVELLIEZ S, 1985).(JAUDON J.P et al ., 1991).

1. soit par balayage mécanique d'un seul cristal ou rotation d'un petit nombre de cristaux, dans le plan de coupe désiré, sans déplacer la sonde à la différence du mode B; c'est le type sectoriel mécanique
2. soit par excitation de proche en proche de nombreux cristaux disposés côte à côte en ligne droite; c'est le type électronique linéaire.
3. soit par décalage électronique de nombreux cristaux disposés côte à côte en arc de cercle; c'est le type sectoriel électronique.

Ces moyens d'obtention de l'image en mode BD définissent les différents types de sondes qui seront abordés plus loin.

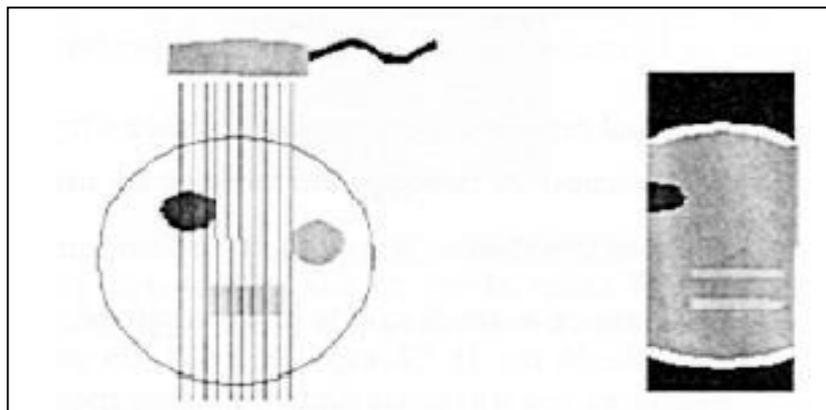


Figure 9 : Le mode bidimensionnel (CROS.N, 2005)

II. 1. 4 Le mode TM (Mode Temps Mouvement)

Le mode TM permet la représentation des variations de position et de brillance des échos en fonction du temps. Il est obtenu lorsqu'un même faisceau ultrasonore en mode B défile en

continu sur l'écran de gauche à droite, horizontalement. Les mouvements des objets traversés par le faisceau font varier la position et l'intensité (brillance) des échos réceptionnés par la sonde au cours du temps.

A l'écran, les structures en mouvement apparaissent comme des courbes ondulantes et les structures fixes comme des lignes horizontales (Figure 10).

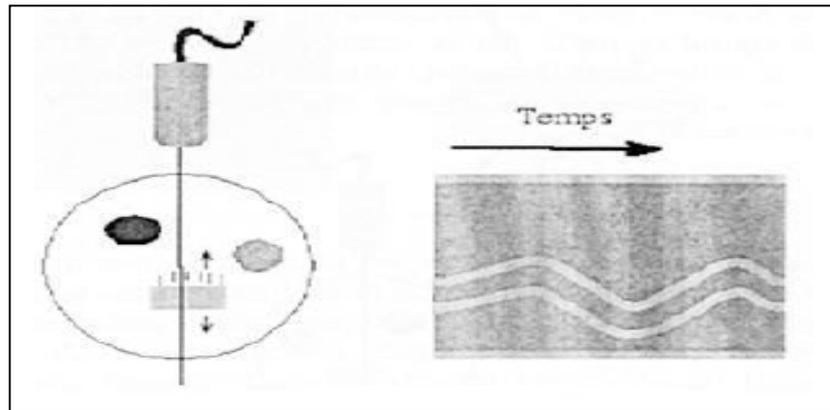


Figure 10 : Le mode temps mouvement (CROS.N, 2005)

II. 2 Applications en cardiologie

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

Le mode BD permet une visualisation en deux dimensions des structures cardiaques selon différents plans de coupe.

Les principales indications de l'utilisation du mode BD sont:

1. Visualisation des structures cardiaques en deux dimensions, avec possibilité d'établir un diagnostic et de localiser une anomalie morphologique.
2. Appréciation qualitative de la contractilité cardiaque, grâce à la visualisation des mouvements des structures cardiaques en temps réel (l'appréciation quantitative se faisant préférentiellement en mode temps - mouvement)
3. Evaluations chiffrée de la taille de certaines structures cardiaques.
4. Guide pour placer l'axe de tir des ultrasons en modes temps - mouvement et Doppler, le positionnement précis dans un plan ne pouvant pas se faire sans avoir obtenu une image à deux dimensions au préalable.

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.

II. 3 .Les types de sondes échographiques

En échographie vétérinaire, il existe différents types de sondes qui ont chacun des avantages et des inconvénients. Selon la zone de l'organisme examinée, un certain type de sonde peut être préféré. Les sondes échographiques sont généralement classées en fonction du mécanisme de balayage du plan de coupe, il existe des sondes mécaniques et des sondes électroniques.

II. 3. 1 Les sondes mécaniques

Les sondes mécaniques, encore appelées sondes sectorielles, sont constituées soit d'un élément piézoélectrique qui oscille autour d'un axe, soit de plusieurs éléments (généralement trois) en rotation autour d'un axe (Figure 11). Ce mouvement est souvent perceptible lorsqu'on place la main sur la sonde.

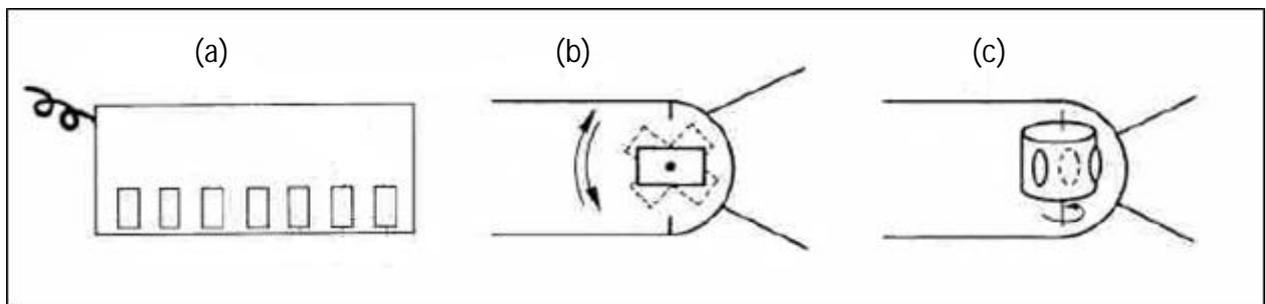


Figure 11 : Différents types de sondes : (a) : sonde linéaire (barrette) ; (b) : sonde mécanique monocristal ; (c): sonde mécanique à plusieurs cristaux (**CROS.N, 2005**)

Dans ce type de sonde, une faible surface de contact permet une grande surface d'exploration. Leur utilisation est privilégiée lorsque la fenêtre acoustique est réduite c'est le cas de l'échocardiographie où la fenêtre acoustique correspond à un espace intercostal. Les sondes mécaniques ont un balayage sectoriel et donnent une image en cône (**CARNIEL P, 1987**).

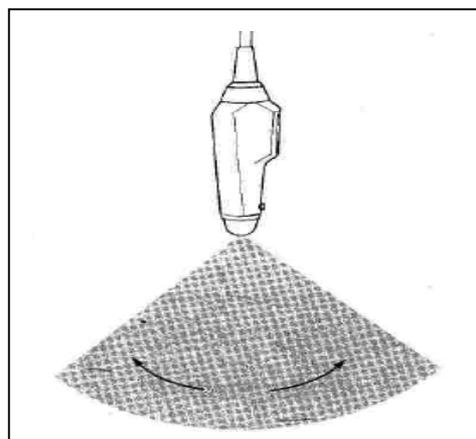


Figure 12 : Sonde sectorielle (**CROS.N, 2005**)

La finesse de l'image est améliorée en plaçant devant l'élément piézoélectrique une lentille acoustique convergente (**GINTHER O.J, 1995**).

II.3. 2 Sondes électroniques

Les sondes électroniques sont constituées de plusieurs éléments piézoélectriques identiques juxtaposés en ligne droite (sonde linéaire ou barrette), sur un arc de cercle (sonde linéaire courbe) ou en cercles concentriques (sonde annulaire).

II.3. 2. 1 Sondes linéaires

Les cristaux sont juxtaposés cote à cote sur une longueur d'environ 10 cm (Figure 5). Ils sont excités électroniquement de proche en proche.

Les sondes linéaires présentent l'avantage d'explorer une grande longueur d'un seul coup et d'utiliser des ultrasons tous dans la même direction (Figure 13). Ceci est déterminant pour l'examen de structures anisotropiques comme les tendons dont l'échogénicité est fortement influencée par l'orientation des ultrasons. L'échogénicité des tendons est maximale lorsque le faisceau ultrasonore est perpendiculaire à l'axe des tendons.

Ce type de sonde est donc à privilégier pour l'exploration des tendons. Les sondes linéaires sont également très utilisées pour l'échographie par voie trans-rectale des grands animaux. En revanche, ce type de sonde est difficile à employer en échocardiographie ou échographie abdominale des carnivores domestiques (**GINTHER O.J, 1995**).

L'image sur l'écran est rectangulaire. En effet, le plan de coupe est constitué de lignes d'échos toutes parallèles ; la résolution latérale est bonne sur toute la profondeur d'exploration. Il n'y a pas de pertes d'information sur les premiers centimètres contrairement aux sondes sectorielles, ce qui est très important pour l'examen d'organes proches de surface cutanée. La finesse de l'image est généralement meilleure que celle de l'image obtenue à l'aide d'une sonde sectorielle.

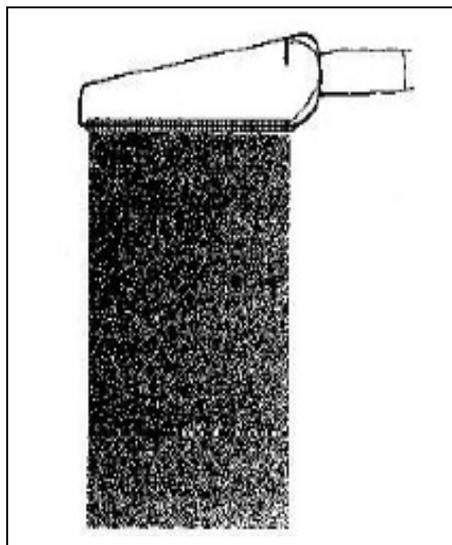


Figure 13 : Sonde linéaire (**CROS.N, 2005**)

II. 3. 2. 2 Sondes linéaires courbes

Pour ce type de sonde, les cristaux alignés en arc de cercle sur quelques centimètres, sont également excités électroniquement de proche en proche.

Les sondes linéaires courbes permettent d'avoir un champ d'exploration plus large qu'avec les sondes linéaires. Elles donnent à l'écran une image en cône ne comme les sondes sectorielles (Figure 14). Cependant, elles ont une plus grande surface de contact que ces dernières si bien que leur emploi reste difficile sur des chats et des chiens de petit format, sauf pour les sondes dites "microconvexes" dont la surface de contact est réduite (**BARTHEZ P, 2001**).

Ce type de sonde est donc généralement utilisé pour l'échographie abdominale de chiens de grand format ou de veaux.

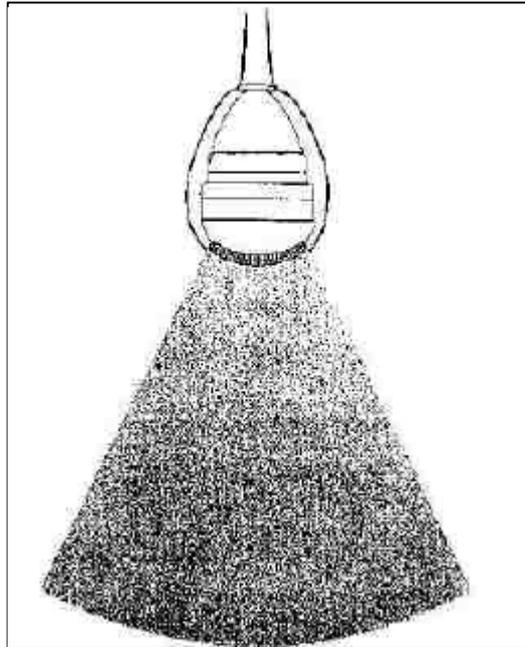


Figure 14 : Sonde linéaire courbe (**CROS.N, 2005**)

II. 3. 2. 3 Sondes annulaires

Les éléments piézoélectriques des sondes sont assemblés en cercles concentriques pour former un réseau annulaire. Chaque élément est connecté à un module d'émission/réception. Ainsi, la fréquence d'émission des cristaux est différente d'un cercle à l'autre, ce qui permet d'obtenir une image d'une très bonne définition sur toute la profondeur d'exploration. Avec ce type l'image affichée sur l'écran est un cône (Figure 15) (**LORIOT N et al ., 1995**).

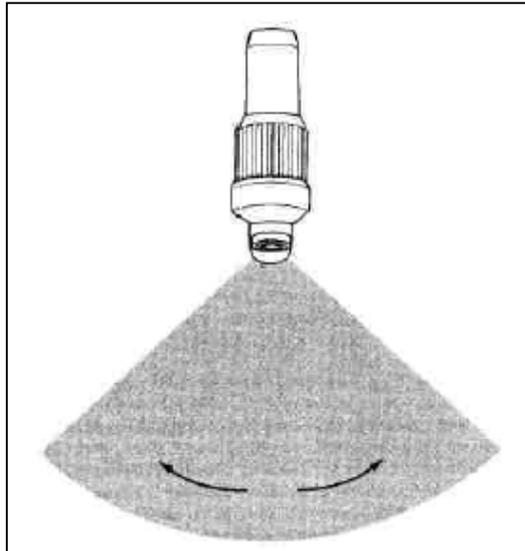


Figure 15 : Sonde annulaire (CROS.N, 2005)

II. 4 Interprétation de l'image échographique

L'interprétation des images échographiques repose sur l'observation de structures d'échogénicité différentes. L'échogénicité d'un tissu ou d'une interface est sa faculté à générer un écho (BARTHEZ P, 2001). Nous distinguons:

- des structures anéchogènes, ou vides d'écho, qui apparaissent à l'écran,
- des structures hypoéchogènes qui apparaissent relativement sombres (gris foncé),
- des structures hyperéchogènes qui sont à l'origine d'une réflexion importante des ultrasons et qui forment une image claire sur l'écran.

II. 4. 1 Les images de contour

II. 4. 1. 1 Image d'interface

L'image d'interface se traduit sur l'écran par une ligne blanche (échogène) délimitant le contour de l'organe, qui est d'autant plus visible que le faisceau ultrasonore incident est perpendiculaire à l'interface.

Lorsque le faisceau aborde l'interface de manière non perpendiculaire, l'interface se matérialise sur l'écran, non pas par une ligne échogène mais par l'affrontement des échostructures internes de chacun des milieux concernés.

II. 4. 1. 2 Image de paroi

Une paroi est limitée par deux interfaces et est représentée par une ligne échogène continue, quelle que soit l'incidence des ultrasons. Une paroi est visible même si les deux milieux qu'elle sépare ont des impédances acoustiques voisines.

Une paroi traversée par un faisceau incident perpendiculaire apparaît très échogène alors qu'une paroi tangente au faisceau n'est pas toujours visible sur l'écran, d'où la nécessité de déplacer la sonde pour vérifier l'intégrité de toute la paroi de l'organe considéré.

Les vaisseaux ont une paroi plus ou moins visible (plus ou moins échogène) selon les caractéristiques structurales. En coupe transversale, les vaisseaux apparaissent sur l'écran comme des disques noirs plus ou moins bordés d'une ligne blanche, et en coupe longitudinale par des images canalaire bordées de blanc (Figure 16).

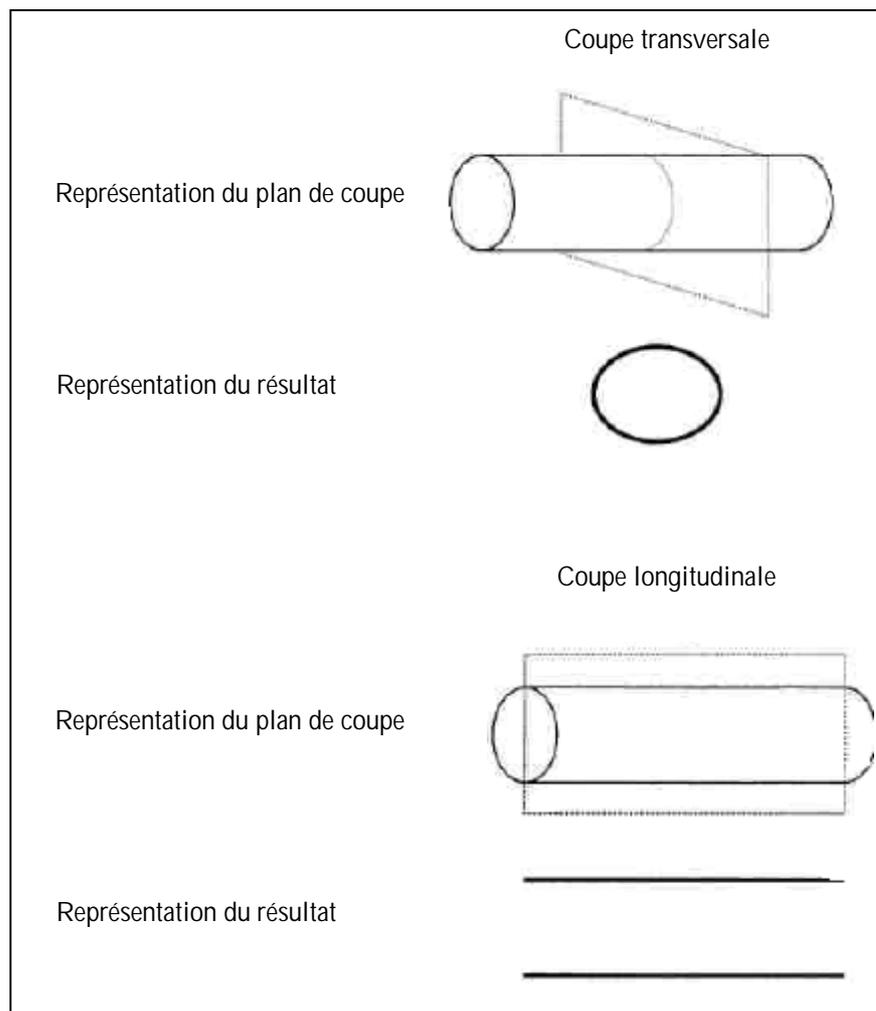


Figure 16 : Représentation schématisique de coupes de vaisseaux (CROS.N, 2005)

II. 4. 1. 3 Les images tissulaires

Les images tissulaires proviennent des échos de structure qui sont composés d'échos de faible amplitude correspondant à une réflexion non spéculaire des ultrasons dans les milieux relativement homogènes. L'échogénicité d'un tissu dépend principalement de son homogénéité tissulaire, de sa vascularisation et de sa teneur en graisse et en tissu fibreux (BARTHEZ P, 2001).

II. 4. 1. 3. 1 Les images de liquides

1. Les liquides homogènes : Les ultrasons traversant des liquides purs et homogènes ne rencontrent pas d'interface. Ils sont donc anéchogènes (noirs) sur l'écran. L'atténuation du faisceau ultrasonore étant minimale, les liquides homogènes constituent donc de bonnes fenêtres acoustiques qui permettent d'examiner les structures en profondeur. L'urine, le liquide amniotique, le sang, la bile et le liquide folliculaire sont des liquides homogènes (**BARTHEZ P, 2001**).
2. Les liquides non homogènes : Dans le cas de liquides non homogènes, présentant une cellularité élevée et/ou contenant des particules en suspension (pus, débris nécrotiques), les ultrasons vont rencontrer de multiples interfaces. Lorsque le gain est élevé, les liquides non homogènes apparaissent sur l'écran sous forme de plages anéchogènes (noirs) piquetées de points échogènes (blanc) correspondant aux échos des particules en suspension (**JAUDON J.P et al., 1991**)(**LORIOT N et al ., 1995**), type d'image est mis en évidence, entre autre lors de métrite et de cystite.

II. 4. 1. 3. 2 Les images de tissus mous

Les tissus mous apparaissent sur l'écran comme une image de texture granuleuse (alternance de taches blanches, grises et noires) plus ou moins fine et plus ou moins contrastée. Cette texture, appelée "speckle" est due à la réflexion multidirectionnelle des ultrasons au sein du tissu (**JAUDON J.P et al ., 1991**)(**LORIOT N et al ., 1995**).

II. 4. 1. 3. 3 Les images de tissus graisseux

Les tissus graisseux présentent deux types d'échostructures différents. Ils peuvent être :

1. transparents (tissu adipeux sous-cutané, graisse périrénale),
2. échogène (mésentère, sinus rénal).

Ces variations sont dues à la teneur de la graisse en fibre de collagène, ceci expliquant par ailleurs les variations individuelles d'échogénicité.

II. 4. 1. 3. 3 Les images de tissus osseux et de calculs

L'os est un tissu à forte cohésion moléculaire avec une impédance acoustique élevée. La différence d'impédance acoustique entre l'os et les tissus avoisinants est telle que la réflexion spéculaire des ultrasons au niveau de son interface est très importante. Le tissu osseux apparaît ainsi sur l'écran sous forme d'une plage

Hyperéchogène délimitant la surface de l'os, associée à une zone sous-jacente anéchogène.

Les calculs sont des tissus calcifiés qui présentent les mêmes caractéristiques que l'os (cohésion moléculaire forte, impédance acoustique élevée). Ils apparaissent sur l'écran sous la forme d'un arc Hyperéchogène, plus ou moins visible selon l'incidence du faisceau ultrasonore, associé à une zone sous-jacente vide d'écho (**LORIOT N et al ., 1995**).

II.4. 1. 3. 3 Les images de gaz

Le milieu gazeux a une impédance acoustique réduite par rapport à celle des tissus de l'organisme. A l'interface tissu-gaz, les ultrasons sont totalement réfléchis car la différence d'impédance est élevée.

Comme pour les tissus calcifiés, nous observons sur l'écran une image d'interface Hyperéchogène suivie d'une zone anéchogènes. Ce type d'image peut être rencontré en début d'examen quand le contact entre la sonde et la peau (ou la sonde et la muqueuse rectale lors échographie trans-rectale) n'est pas suffisant, et en échographie digestive dès que du gaz est présent dans le tube digestif.

III. le doppler

L'échographie doppler est une technique sans cesse en évolution depuis presque une trentaine d'années, elle est devenue le premier moyen d'investigation en cardiologie après l'électrocardiogramme. L'échographie doppler permet de recueillir de manière non invasive des informations hémodynamiques sur les flux sanguins (**PASCALE S M, 2002**) (**IHLEN H et al., 1984**).

III. 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 à savoir, 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 (**DAVID F et RUBEN S, 1996**).

En médecine, 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.

III.2 Différent modes du doppler

Le signal doppler peut s'analyser de trois manières:

III.2. 1 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.

III. 2. 2 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 (Figure 17). 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.

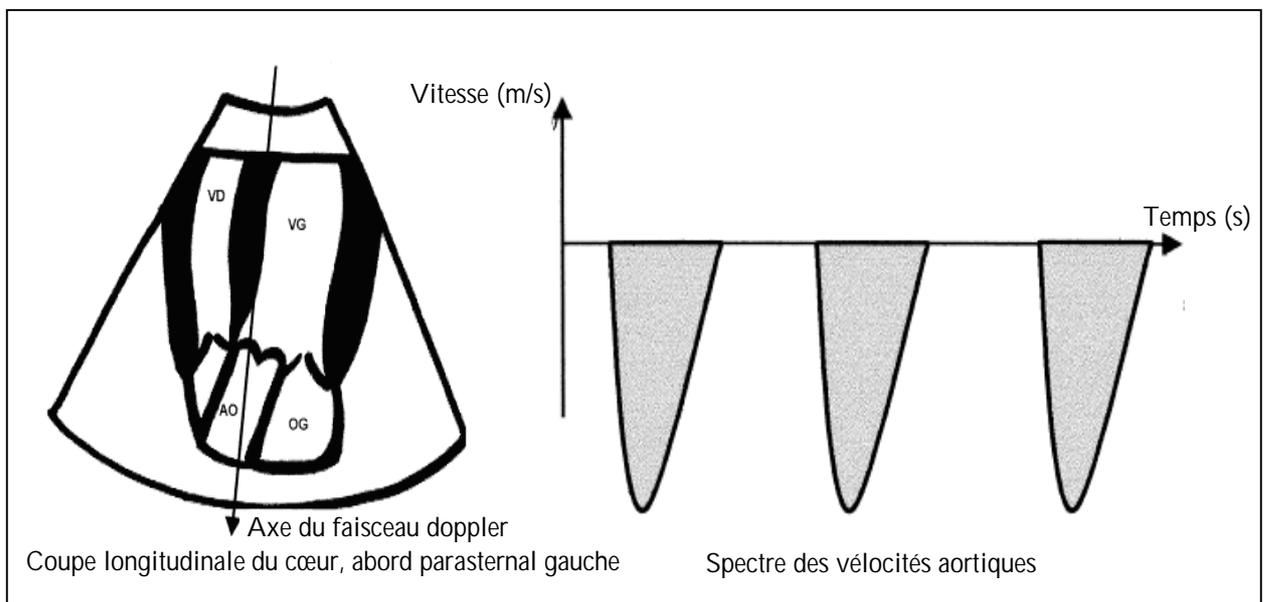


Figure 17 : Analyse graphique : représentation du spectre des vitesses aortiques (CROS.N, 2005)

III. 2. 3 Analyse colorimétrique

Elle couple une représentation échographique en mode BD et des signaux doppler traduits en couleurs sur cette image (FORNEL P, 2001).

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.

III.3 Formation de l'image doppler

D'après la figure, il existe plusieurs moyens d'obtenir des images doppler :

III. 3. 1 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. On obtient une analyse doppler de toute la ligne traversée par les ultrasons (Figure 18).

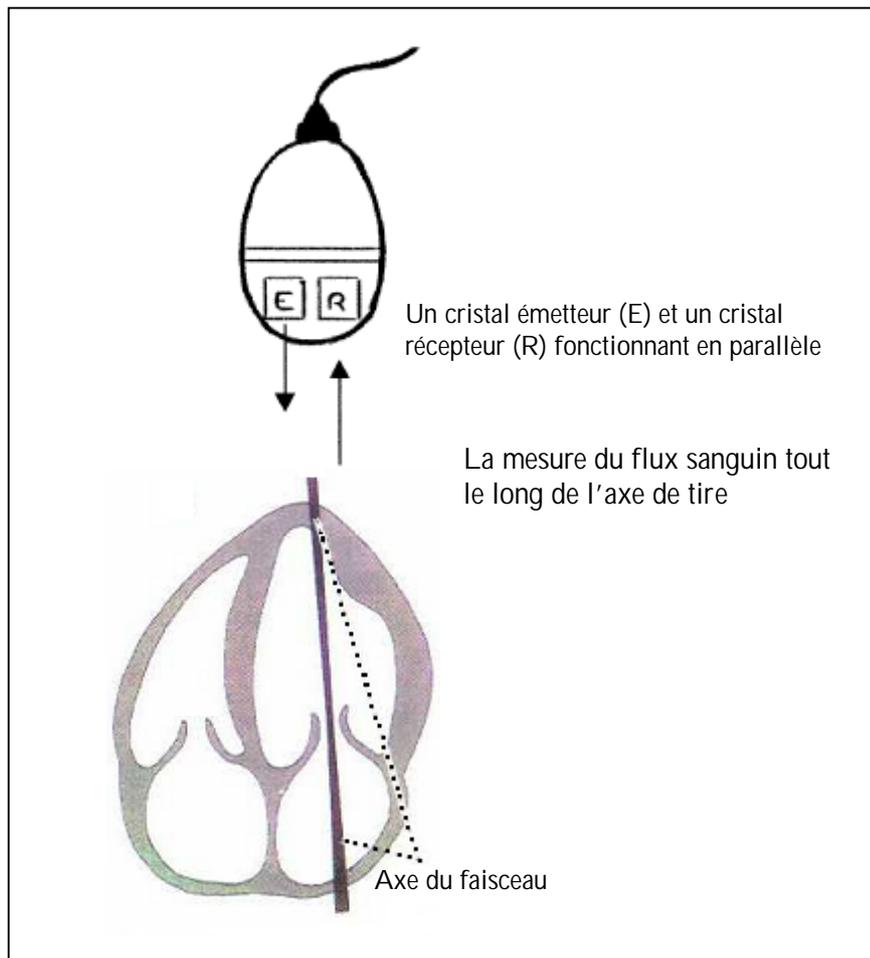


Figure 18 : Doppler continu (PASCALE S M, 2002)

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 (PASCALE S M, 2002).

III. 3. 2 Le doppler pulsé

La sonde n'utilise qu'un seul cristal qui se comporte alternativement en émetteur et en récepteur (Figure 19). Ceci permet de ne mesurer les vitesses que sur un volume limité dont la taille et la profondeur sont choisies par l'utilisateur.

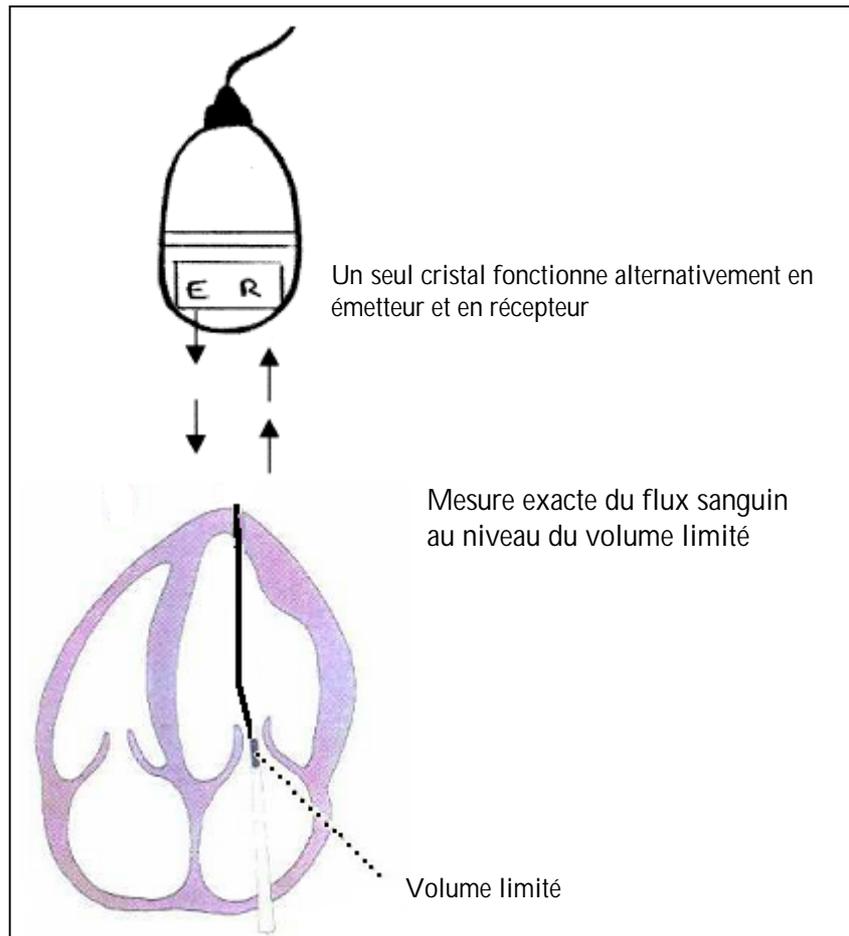


Figure 19 : Doppler pulsé (PASCALE S M, 2002)

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. Ceci se produit lorsque la profondeur du volume limité est élevée ou lorsque la vitesse à mesurer est supérieure à 1m/s.

III. 3. 3 Le doppler à codage couleur

C'est une forme particulière de doppler couplant l'analyse colorimétrique et plusieurs doppler pulsés balayant un secteur de 30 à 60 degrés (Figure 20). L'image colorimétrique est superposée à une image en mode BD et permet une cartographie des flux sanguins (FORNEL P, 2001).

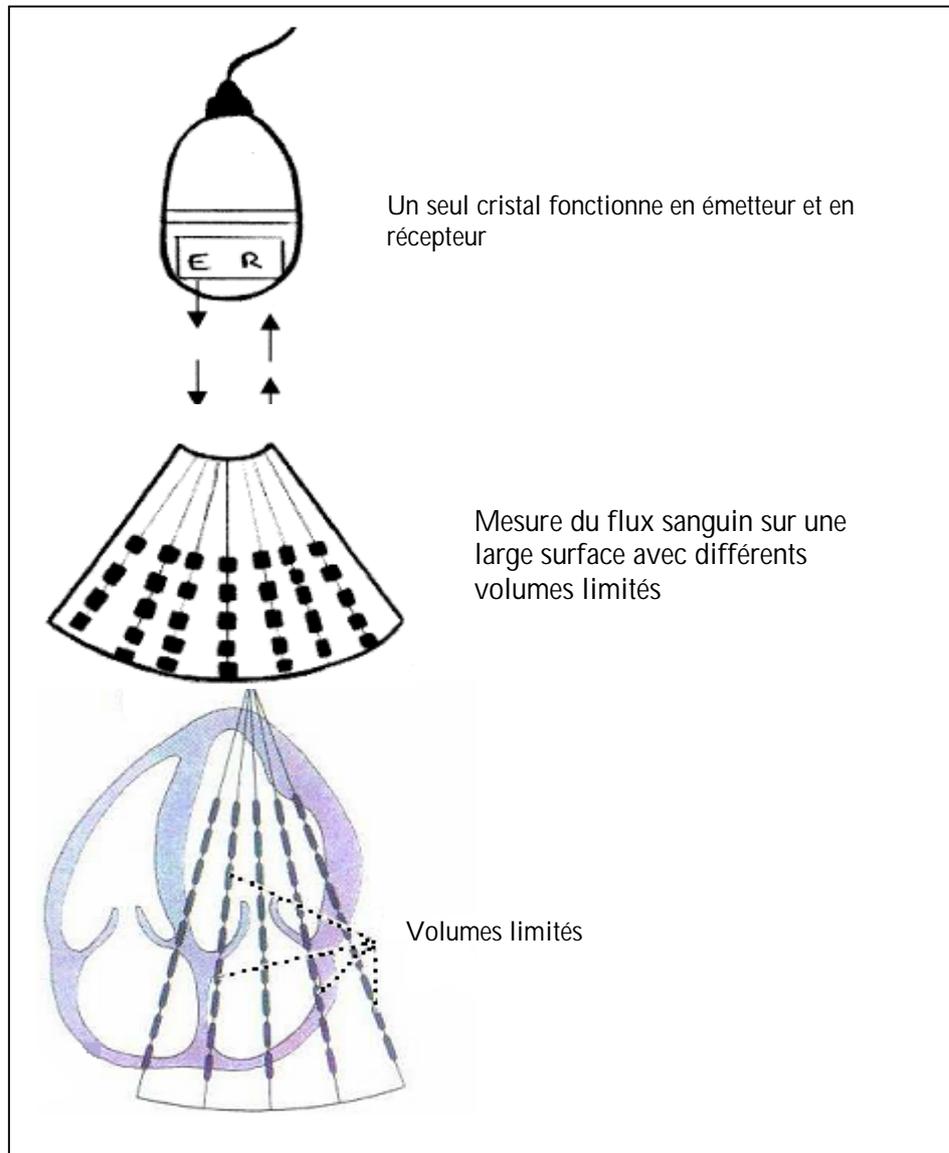


Figure 20 : Doppler couleur (PASCALE S M, 2002)

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.

III. 3. 4 le doppler tissulaire

Permet d'analyser l'amplitude et la vitesse de déplacement, ainsi que la déformation des parois ventriculaires. Il s'agit de déplacement de faible amplitude et de faible vitesse, car on s'intéresse ici au mouvement des parois cardiaques, et non aux flux sanguins (**ESTRADA A et CHETBOUL V, 2006**).

III. 4Application en cardiologie

En cardiologie, le doppler permet de déterminer la vitesse et le sens d'un flux sanguin **(BLANCO P.G et al., 2008)** ainsi que son caractère, homogène (laminaire) ou turbulent. Si l'on considère un flux sanguin au niveau d'une valve par exemple, l'on pourra aisément déterminer à partir des vitesses, le gradient de pression entre les cavités étudiées de part et d'autre de cette valve, ceci selon une formule mathématique simple (formule de Bernoulli simplifiée selon laquelle le gradient est égal à quatre fois le carré de la vitesse du flux). **(CMOLET R ;1996)**

CHAPITRE II

ANATOMIE DU CŒUR ET LE DEBIT CARDIAQUE

IV.L'anatomie du cœur

IV.1 La conformation externe du cœur (figure 21)

Le cœur du chien est globuleux avec un apex émoussé (PIERARD J, 1971) (MILLER M.E, 1979)(COLLIN B, 2003). Il possède une face gauche, encore appelée face auriculaire et une face droite, appelée face atriale (COLLIN B, 2003). Deux sillons longitudinaux parcourent chacune des faces. Ils constituent les repères externes du septum interventriculaire (CONSTANTINESCU G.M, 2005). Le sillon coronaire sépare extérieurement la portion ventriculaire de la portion atriale.

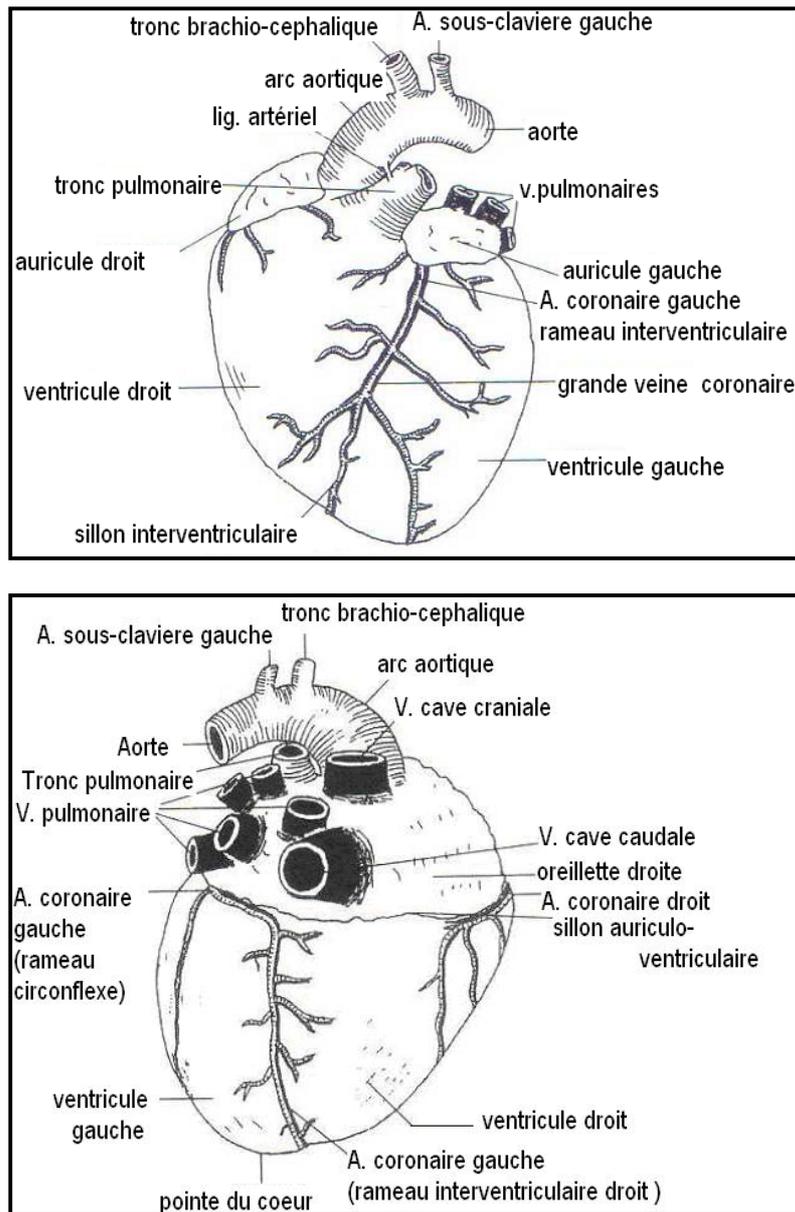


Figure 21 : Représentation schématique de la conformation externe du cœur du chien : la face auriculaire (en haut) et la face atriale (en bas) (COLLIN B., 2003).

IV.2 La structure et la conformation interne du cœur

Le cœur est constitué d'un muscle, le myocarde. Sa face externe est recouverte par l'épicaarde et sa face interne est tapissée par l'endocarde. L'ensemble du cœur est logé dans une enveloppe fibro-séreuse, le péricarde (**COLLIN B, 2003**) (**CONSTANTINESCU G.M, 2005**).

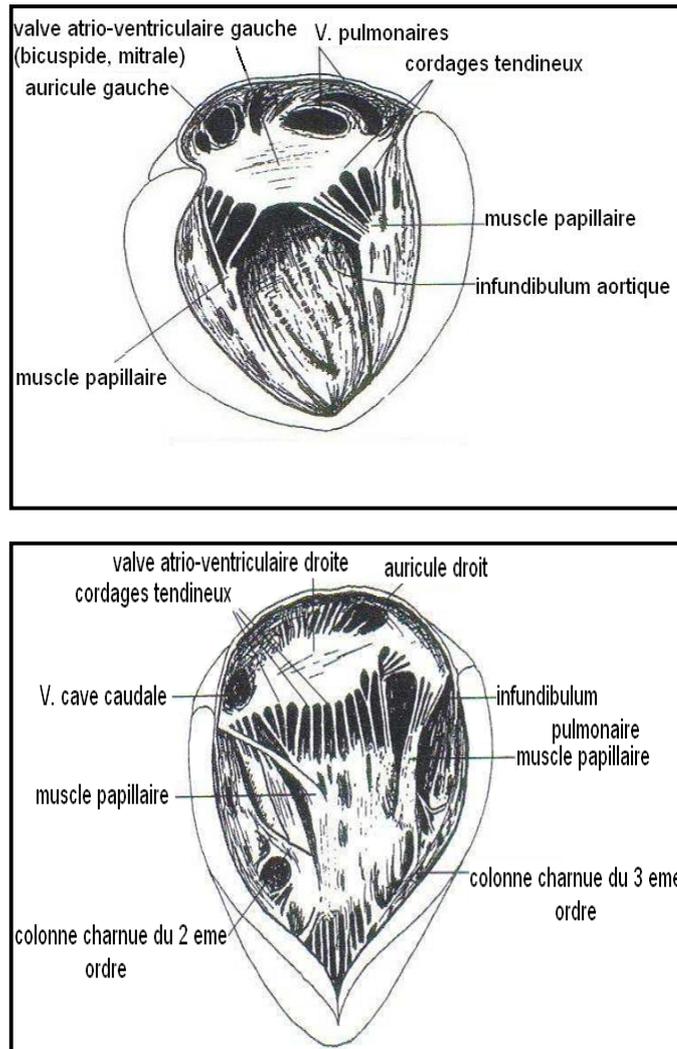


Figure 22 : Représentation schématique de la conformation interne du cœur gauche (en haut) et du cœur droit (en bas) chez le chien (COLLIN B., 2003).

Le cœur est formé de deux parties, droite et gauche, séparées par une cloison complète, le septum cardiaque. Chacune des deux parties du cœur est constituée d'une oreillette, ou atrium, chargée de la réception du sang veineux, et d'un ventricule, chargé de l'expulsion du sang vers les artères. Ces deux cavités communiquent par un orifice atrioventriculaire muni d'une valve. De même, l'orifice reliant le ventricule à l'artère pulmonaire pour le cœur droit et à l'aorte pour le cœur gauche est muni d'une valve (**COLLIN B, 2003**) (**CONSTANTINESCU G.M, 2005**).

L'extrémité de chaque atrium forme un diverticule appelé auricule. L'atrium droit reçoit le sang provenant des veines caves crâniale et caudale et du sinus coronaire. L'atrium gauche reçoit le sang provenant des veines pulmonaires (**COLLIN B, 2003**) (**CONSTANTINESCU G.M, 2005**).

Les ventricules sont partagés en deux compartiments : la chambre d'entrée du sang, ou chambre veineuse, située sous l'orifice atrio-ventriculaire, et la chambre de sortie du sang, également appelée chambre de chasse, chambre artérielle ou infundibulum, qui se termine par l'orifice artériel (**COLLIN B, 2003**) (**CONSTANTINESCU G.M, 2005**).

La valve atrio-ventriculaire droite est nommée valve tricuspide en raison de sa division en trois valvules (ou cuspidés ou feuillets). Chez le chien, elle est en réalité bicuspide avec une valvule pariétale et une valvule septale.

La valve atrio-ventriculaire gauche est appelée valve bicuspide ou mitrale. Elle est pourvue d'une cuspidé septale également appelée grande valvule mitrale, et d'une cuspidé pariétale aussi nommée petite valvule mitrale (**COLLIN B, 2003**) (**CONSTANTINESCU G.M, 2005**).

Le bord libre des cuspidés des valves atrio-ventriculaires reçoit l'insertion de nombreux cordages tendineux, attachés d'autre part sur le sommet des muscles papillaires. Ces cordages ont pour rôle d'empêcher la valve de se renverser vers l'atrium pendant la systole ventriculaire (**COLLIN B, 2003**).

La valve pulmonaire est composée des cuspidés intermédiaire, droite et gauche. La valve aortique comprend les cuspidés septales ou non coronaire, droite ou coronaire droite et gauche ou coronaire gauche. La paroi vasculaire adjacente à chacune de ces valves est bombée vers l'extérieur et forme les sinus de Valsalva (**COLLIN B, 2003**) (**CONSTANTINESCU G.M, 2005**).

V. Le débit cardiaque

V.1 Définition

Le débit cardiaque est la quantité de sang en millilitres éjectée par minute par chaque ventricule. 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 coeur droit et le coeur gauche. Il est ajusté en permanence pour que le sang circulant corresponde aux besoins métaboliques de l'organisme.

La définition même du débit cardiaque conduit à la formule suivante :

$$DC = FC \times VES \quad \text{Formule 4}$$

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. Par conséquent, la formule du débit cardiaque peut s'exprimer de la manière suivant :

$$DC = FC \times [(contractilité \times précharge) / postcharge] \quad \text{Formule 5}$$

V.2 La relation entre la tension et la longueur dans le muscle cardiaque

La relation longueur-tension dans le muscle cardiaque est semblable à celle observée dans le muscle squelettique à mesure que le muscle est étiré, la tension développée augmente jusqu'à un maximum et elle décline ensuite quand le muscle est trop étiré.

Starling a bien décrit cela en énonçant que « l'énergie de la contraction est proportionnelle à la longueur initiale de la fibre musculaire cardiaque ». Cet énoncé est maintenant connu sous le nom de loi de Starling pour le cœur ou loi de Frank-Starling. Dans le cœur, la longueur des fibres musculaires (c'est-à-dire le degré de précharge) est proportionnelle au volume télédiastolique. La relation entre le débit systolique ventriculaire et le volume télédiastolique est représentée par la courbe de Frank-Starling.

La régulation du débit cardiaque qui résulte d'un changement de longueur des fibres myocardiques est parfois qualifiée de **régulation hétérométrique**, tandis que celle qui résulte d'un changement de contractilité sans changement de longueur est parfois appelée **régulation homométrique**. (WILLIAM F.G, 2002).

V. 3 Les facteurs du débit cardiaque

V. 3. 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 noeud sino-atrial et de l'équilibre entre les stimulations des systèmes para et orthosympathique sur le tissu nodal. 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 (**MERCIER P, 1989**) 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.

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). 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. Ce phénomène est appelé arythmie sinusale respiratoire et est observé à partir de l'âge de quatre semaines pour des fréquences cardiaques intérieures 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 (**BOND, B.R ,1988**).

V. 3. 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 (**AUTRAN DE MORAIS, H. 2000**) 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 (volume de sang

dans le ventricule gauche en fin de systole, c'est-à-dire juste après éjection du sang et avant le remplissage suivant), (CUNNINGHAM, J.G., 1997).

V. 3. 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 (Volume de sang dans le ventricule gauche en fin de diastole, c'est-à-dire juste avant éjection) et est caractérisée par la pression télédiastolique (GUYTON, A.C., 1996). 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.

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 (HAMLIN, R.L., 1999). La précharge normale chez le chien est de 3mm Hg pour le ventricule droit et 5mm Hg pour le ventricule gauche (CUNNINGHAM, J.G., 1997).

V. 3. 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 vasculaires périphériques (GUYTON, A.C., 1996). Une augmentation de la postcharge pourra être à l'origine d'une diminution du débit cardiaque.

PARTIE II

CHAPITRE I

EVALUATION DU DEBIT CARDIAQUE

Dans cette partie nous exposerons la méthode de mesure du débit cardiaque par échographie doppler en mettant le point sur le matériel utilisé ainsi que le protocole d'examen chez le chien sain.

I. Principe

La détermination du débit cardiaque par échographie doppler se base sur une évaluation directe du volume sanguin passant au travers d'une section de l'aorte sur une durée donnée.

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

Chez le chien, les coupes les plus satisfaisantes, données par la figure 22, pour déterminer le diamètre aortique sont :

1. 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.
2. 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.

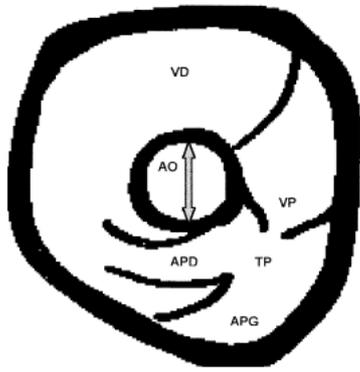
Pour l'obtention du spectre des vitesses aortiques, l'échocardiographie doppler est réalisée par un abord parasternal gauche, avec une coupe cinq cavités, où le faisceau doppler est orienté parallèlement au flux aortique, à égale distance des parois aortiques. Il est possible d'utiliser soit un doppler continu, soit un doppler pulsé, centré juste distalement à la valve aortique à un endroit où tout le volume d'éjection passe par l'aorte.

Les spectres des vitesses sélectionnées pour calculer le débit cardiaque doivent répondre aux critères suivants :

1. Flux laminaire (en mode pulsé) car la détermination du débit cardiaque est peu fiable en présence de flux turbulents;
2. Courbe monophasique négative;
3. Descente et remontée rapide;
4. 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.

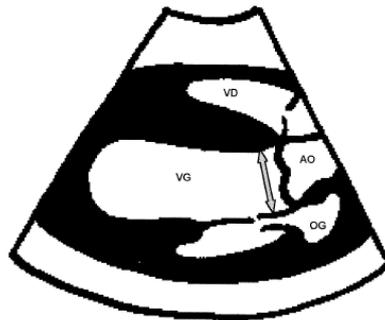
Le débit cardiaque est calculé par la suite, en multipliant le volume d'éjection systolique par la fréquence cardiaque.



Coupe petit axe, passant par la bifurcation des artères pulmonaires



Coupe petit axe passant par les valves



Coupe grand axe 5 cavités

↔ Axe de mesure du diamètre aortique

Figure 23: Les différentes coupes permettant une mesure du diamètre aortique

Il est très important dans la technique doppler, de 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.

II. Matériel et protocole d'examen

En échocardiographie la sonde utilisée est une sonde sectorielle de 5 MHz qui est généralement bien adaptée à l'étude du cœur chez le chien et permet une bonne résolution.

L'étude échographique du cœur chez le chien peut se faire de deux manières différentes:

1. Soit par examen sur l'animal couché en décubitus latéral qui permet une bonne contention mais nécessite l'utilisation d'une table spéciale pour pouvoir passer la sonde sous le côté du décubitus.
2. Soit par examen sur un animal debout, qui est souvent plus facile à réaliser et est peut stressant pour le chien. Il permet d'ouvrir la fenêtre échocardiographie en orientant la tête de l'animal du côté opposé à l'examineur.

Dans les travaux effectués par P. S. Martinez, sur la détermination du débit cardiaque par échocardiographie doppler chez le chien sain, aucun chien n'a été tranquilisé ni anesthésié pour l'examen. L'animal a été placé debout sur la table d'examen, côté droit puis côté gauche vers l'opérateur.

III. Evaluation du débit cardiaque

III.1 Mesure du diamètre aortique

Pour la mesure du diamètre aortique, l'animal est placé droit vers l'examineur. La sonde est positionnée perpendiculairement à la paroi thoracique.

Dans le but d'obtenir une coupe petit axe au niveau des muscles papillaires, le faisceau d'ultrasons est perpendiculaire au grand axe du cœur. Puis la sonde est orientée selon l'axe longitudinale 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 (Figure 24) le diamètre est mesuré.



Figure 24: mesure du diamètre aortique

III.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 (Figure 25). 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.

III.3 Sélection des courbes des vitesses aortiques

La sélection se fait selon les caractéristiques suivantes :

1. Courbe monophasique, négative ;
2. Descente et remontée rapides ;
3. Son clair et bien défini

III.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 les contours de la courbe choisie avec le curseur (Figure 24).

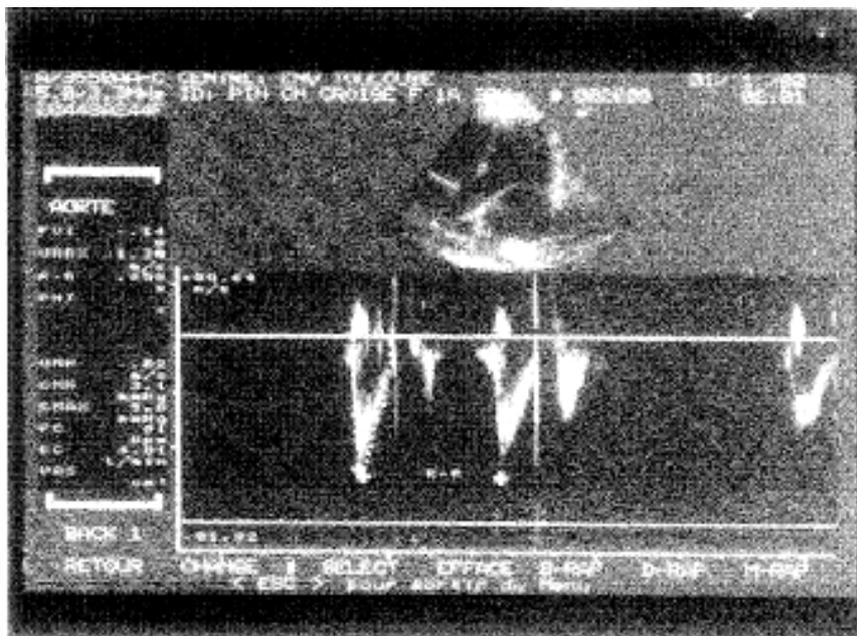


Figure 25: Sélection du spectre des vitesses aortiques et mesure de l'intervalle R-R

III.5 Mesure doppler de l'intervalle R-R

Cet intervalle est donné par la distance séparant les pics d'éjection de deux courbes successives (Figure 25).

III.6 Calcul du débit cardiaque

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

1. Diamètre aortique;
2. Mesure en doppler de l'intégrale des vitesses;
3. Mesure en doppler de l'intervalle R-R.

Et ceci en utilisant la formule suivante :

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

Dont :

- *FVI est l'intégrale de la courbe des vitesses aortiques.*
- *Aire de la lumière de l'aorte (cm²)=3.14x (diamètre de l'aorte /2)².*
- *FC : la fréquence cardiaque estimée à partir l'intervalle R-R.*

CONCLUSION

CONCLUSION

Dans le travail entrepris, nous avons tenté de présenter une technique d'imagerie médicale, qui est largement considérée comme une technique de référence, et un moyen d'investigation de choix, pour l'étude du système cardiovasculaire chez les carnivores domestiques. C'est l'échocardiographie doppler.

Cette technique repose sur l'analyse des ondes ultrasonores émis par une sonde puis renvoyés par les tissus rencontrés. Elle offre l'avantage d'être aisément accessible au vétérinaire praticien, de n'être absolument pas invasive et douloureuse.

Dans notre étude, nous nous sommes intéressés à la détermination du débit cardiaque, paramètres très utiles dans la connaissance des affections cardiaques, en particulier, chez le chien sain.

En premier lieu, nous avons présentés les différentes bases sur lesquelles reposent l'échographie et l'échocardiographie doppler, suivis d'une évocation sur le débit cardiaque. Par la suite, dans la deuxième partie nous avons énoncé le protocole d'examen et la méthode d'évaluation du débit cardiaque.

L'échocardiographie doppler est une technique qui permet non seulement d'effectuer un état des lieux des structures cardiaques chez un patient suspect d'atteinte cardiaque, mais aussi grâce au doppler elle permet d'évaluer de manière quantitative, le fonctionnement de sa pompe circulatoire. Ce progrès technique trouve 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 doppler pourrait également trouver sa place en réanimation et soins intensifs.

Références bibliographiques

- **AUTRAN DE MORAIS, H.**, (2000). 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, Vol. 01, chap. 110, 692 – 713.
- **BARTHEZ P.**, (2001) Imagerie médicale. Cours magistral de 1ère et 2ème année de 2e cycle
- **BLANCO P. G., ARIAS, D. O. C. et GOBELLO**, (2008). Doppler ultrasound in canine pregnancy. J. Ultrasound Med. Vol. 27. pp. 1745-1750.
- **BOND, B.R** (1988) hyperthyroidism and other high cardiac output states –In :fox,PR- canine and feline cardiology .
- **CARNIEL P.**, (1987). Données de base de l'échographie. Le Point Vétérinaire, 19, (105), 199-212
- **CHETBOUL V.**, (2002). Tissue Doppler imaging: a promising technique for quantifying regional myocardial function. Journal of veterinary cardiology. Vol. 4. pp. 7-12.
- **COLLIN B.** (2003). *Coeur et péricarde* In : *Anatomie du chien*, Editions Derouaux Ordina, Liège, 283-295.
- **COMOLET R** :(1996) mécanique des fluides expérimentales. statique et dynamiques des fluides non visqueuses 5èmes éditions.
- **CONSTANTINESCU G.M.** (2005). *Le cœur* In : *Guide pratique d'anatomie du chien et du chat*, Editions Med'Com, Paris, 180-196.
- **CROS.N,(2005)** ,les sexages des fœtus par échographie chez la vache : étude de l'utilisation pratique sur le terrain :thèse de docteur vétérinaire, Lyon
- **CUNNINGHAM, J.G.**, (1997). Textbook of veterinary physiology. 2 ed. - Philadelphia: W.B. Saunders Company, 688p.
- **DAVID F. et RUBEN S.**, (1996) Biophysique Vol I. 279p
- **ESTRADA A. ET CHETBOUL V.**, (2006) Tissue doppler evaluation of ventricular synchrony. Journal of veterinary cardiology. Vol.8. pp. 129-137.
- **FORNEL P., ROSENBERG D., ROLLOIS M., CHETBOUL V. ET POUCHELON J. L.**, (2001). Clinical Vignette Fortuitous diagnosis of a persistent left cranial vena by color flow doppler echocardiography in a dog. Vol. 3. pp. 23-25.

- **GINTHER O.J.**, (1995). Waves and Echoes. In : Ultrasound imaging and animal reproduction : Fundamentals. Book 1.Equiservices, Cross Plains, USA, 225 p., 27-36
- **GUYTON, A.C.** (1996). – Précis de physiologie médicale. 8 ed. – Padoue : Piccin,, 960p.
- **HAMLIN, R.L.**, (1999). – Normal cardiovascular physiology. In: FOX, P.R., SISSON, R., SIDNEY MOISE, N. – Textbook of canine and feline cardiology. 2 ed. - Philadelphia: W.B. Saunders Company, – chap.3, 25 – 37.
- **IHLEN H., AMILE J. P., DALE J., FORFANG K., HAUGE S. N.**, (1984). Détermination of cardiac out put by doppler echocardiography. Vol. 51. pp. 54-60.
- **JAUDON J.P., PERROT C., VIAUD F. et CADORE J.L.**, (1991). Bases physiques, technologiques et sémiologiques de l'ultrasonographie médicale. Le Point Vétérinaire, 23, (135), 11-18
- **KRAFF.E** (2007) place de l'échographie dans le diagnostic des ruptures du ligament croisé crânial chez le chien étude clinique sur treize chiens : thèse docteur vétérinaire, école nationale vétérinaire de Lyon.
- **LORIOT N., Martinot S. et FRANCK M.**, (1995). Echographie abdominale du chien et du chat. Masson, Paris, 142 p.
- **MERCIER P.** ,(1989).Echographie et gynécologie des femelles domestiques de rente. Thèse de Doctorat Vétérinaire, Université Claude Bernard, Lyon, n°88, 74 p.
- **MILLER M.E.** (1979). *Heart* In : Evans H.E., Christensen G.C. (eds), *Miller's anatomy of the dog (2nd edition)*, W. B. Saunders company, Philadelphia, 634-647.
- **PASCALE, SOPHIE MARTINEZ** (2002) thèse pour obtenir le grade de docteur vétérinaire (TOULOUSE) Détermination du débit cardiaque par échocardiographie doppler : étude chez le chien sain
- **PERRET D.** (1999) Fonctionnement de l'échographie. *Prat méd chir anim cie.* Supplément personnel soignant. Vol. 34. pp. 16-22.
- **PENNINCK D. et CUVELLIEZ S.**, (1985). Principes physiques et méthodes d'exploration échographique. Annales de Médecine Vétérinaire, 129, (6), 381-391
- **PIERARD J.** (1971) *Cœur* In : *Anatomie appliquée des carnivores domestiques – chien et chat*, Maloine S.A., Paris, 153-155.
- **WILLIAM.F.GANONG(2002)** physiologie médicale : traduction de la 19^{ème} édition américaine par MICHAL JOBIN. vol828, p546.

Résumé

L'échocardiographie doppler est un examen non invasif dont le principe est fondé sur l'analyse des signaux ultrasonores émis puis recueillis par une sonde posée sur le thorax en regard du coeur. Cet examen permet d'obtenir de très nombreux renseignements sur la morphologie et la fonction des différentes structures composant le coeur (valves, myocarde, endocarde, péricarde) et des gros vaisseaux (aorte, artère pulmonaire, veines caves...). Il permet également en analysant la morphologie, la direction, et la vélocité des flux sanguins à l'intérieur des cavités cardiaques et à travers les valves de déceler des flux anormaux (fuites ou sténoses valvulaires par exemple) et d'apprécier l'importance, ainsi que d'obtenir des renseignements hémodynamiques importants (mesure de pressions pulmonaires, calcul du débit cardiaque, étude de la fonction systolique globale...).

La multiplicité des renseignements ainsi obtenus et leur caractère quantitatif, joints au caractère non invasif de l'examen ont fait de l'échographie doppler un outil indispensable et d'usage quasi-systématique dans la grande majorité des pathologies cardiaques.

Les mots clés : doppler, échographie, sonde, coeur, ultrasonores

Summary:

Doppler echocardiography is a non invasive examination whose principle is based on the analysis of ultrasonic signals and then collected by a probe placed on the chest next to the heart. This review provides considerable information on the morphology and function of different structures forming the heart (valves, myocardium, endocardium, pericardium) and great vessels (aorta, pulmonary artery, vena cava ...). It also allows analyzing the shape, direction and velocity of blood flow within the heart chambers and across valves detect abnormal flow (leakage or valve stenosis for example) and appreciate the importance and obtain information important hemodynamic (pulmonary pressure measurement, calculation of cardiac output, the study of global systolic function ...). The multiplicity of information thus obtained and their quantitative character, attached to non-invasive examination made of the Doppler ultrasound an indispensable and almost systematic use in the vast majority of heart disease.

The key words: Doppler, echography, probe, heart, ultrasonic