

REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE

الجمهورية الجزائرية الديمقراطية الشعبية

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

وزارة التعليم العالي و البحث العلمي

ECOLE NATIONALE SUPERIEURE VETERINAIRE D'ALGER
المدرسة الوطنية للبيطرة

PROJET DE FIN D'ETUDES

EN VUE DE L'OBTENTION

DU DIPLOME DE DOCTEUR VETERINAIRE

THEME

Echo-doppler cardiaque chez le chien

Présenté par : Mlle ARIM Yasmine

Mlle ATMANI Narimane

Soutenu le : 27 / 06 / 2009

Le jury :

Présidente : Melle Benmahdi (Maitre de conference)

Promoteur : Mr Bentchikou (Maitre assistant Classe A)

Examineur 1: Mlle Iles (Maitre assistante Classe A)

Examineur 2: Mme Bouabdellah (Maitre assistante Classe A)

Année universitaire 2008/2009

REMERCIEMENT

*Nous tenons à exprimer nos sincères remerciements et nos vives reconnaissances à **Monsieur BENTCHIKOU** pour tout le soutien qu'il nous a apporté tout au long de l'année pour la mise en œuvre de ce mémoire.*

Nos sincères remerciements vont à :

*Mademoiselle **BENMAHDI** pour nous avoir fait l'honneur de présider le jury de notre soutenance.*

*Madame **BOUABDELLAH** et Mademoiselle **ILES** pour nous avoir fait l'honneur d'examiner ce mémoire.*

A tout le personnel de l'ENSV

DEDICACES

*A mes parents mon frère et ma sœur
Pour leur confiance et leur soutien de tous les instants.
Avec toute mon affection.*

*A Nicolas
Pour sa patience et son amour.*

A nos chers compagnons à quatre pattes

DEDICACES

A mon père

Qui m'a transmis le respect et l'amour des animaux

A ma mère

Pour son soutien et son amour

A mes grands parents

Qui m'ont toujours encouragée

A Rima , Nassim

Pour toute leur affection

A Lynda et Mohamed

Qui ont toujours été là pour moi

A ma Boubouille

Mon plus fidèle compagnon

SOMMAIRE

Introduction:	1
PREMIERE PARTIE : BASES ANATOMIQUES ET PHYSIQUES DE L'ECHO-DOPPLER CARDIAQUE.	
D) Rappels d'anatomie, de physique et d'acoustique	3
I.1. Anatomie et fonctionnement du cœur	3
I.1.1. Topographie du cœur	3
I.1.2. Conformation externe	4
I.1.2.1. Face latérale droite du cœur	4
I.1.2.2. Face latérale gauche du cœur	5
I.1.3. Configuration interne	5
I.1.4. Fonctionnement cardiaque	6
I.2 Physique et acoustique : les ultrasons	7
I.2.1 Principes généraux	7
I.2.2 Les transducteurs	9
I.2.3 Interaction des ultrasons avec les tissus	10
I.2.3.1 Impédance acoustique	10
I.2.3.2 Réflexion et réfraction des ultrasons	12
I.2.3.3 Atténuation	13
II L'échocardiographie	13
II.1 Mode A	13
II.2 Mode B	14

<u>II.3</u> Mode TM	16
<u>III</u>) Vélodimétrie par effet doppler	17
<u>III.1</u> Vélodimétrie	17
<u>III.2</u> Effet Doppler	18
<u>III.3</u> Les différents modes doppler	21
<u>III.3.1</u> Le doppler continu	21
<u>III.3.2</u> Le doppler pulsé	21
<u>III.3.3</u> Le doppler couleur	21
 DEUXIEME PARTIE : L'ECHO-DOPPLER	
<u>I</u> Examen écho -Doppler chez un chien normal	24
<u>I.1</u> Principe et technique	24
<u>I.1.1</u> Matériel	24
<u>I.1.1.1</u> La sonde	24
<u>I.1.1.2</u> Le gel	25
<u>I.1.1.3</u> Le traitement du signal	26
<u>I.1.1.4</u> Différents réglages	26
<u>I.1.2</u> Préparation de l'animal	27
<u>I.1.3</u> Analyse de l'effet doppler	28
<u>I.1.3.1</u> Analyse auditive	28
<u>I.1.3.2</u> Analyse graphique	28
<u>I.1.3.3</u> Analyse colorimétrique	29
<u>II</u> image d'écho-Doppler d'un cœur sain et interprétation	29
<u>II.1</u> Flux atrio-ventriculaire	30
<u>II.1.1</u> Flux mitral	30

<u>II.1.2</u> Flux tricuspide	31
<u>II.2</u> Flux artériel	32
<u>II.2.1</u> Flux aortique	32
<u>II.2.2</u> Flux pulmonaire	33
<u>III</u> Indications de l'écho-Doppler	34
<u>III.1</u> Cardiopathies congénitales	34
<u>III.1.1</u> Anomalies valvulaires	34
<u>III.1.2</u> Shunts	35
<u>III.1.3</u> Anomalies péricardiques	35
<u>III.2</u> Cardiopathies acquises	35
<u>III.2.1</u> Valvulopathies	35
<u>III.2.2</u> Affections myocardiques	35
<u>III.2.3</u> Affections péricardiques	35
<u>III.2.4</u> Masses cardiaques	36
<u>III.2.5</u> Cœur pulmonaire	36
<u>III.3</u> Affections systémiques ayant un retentissement cardiaque	36
<u>III.3.1</u> Dysendocrinies	36
<u>III.3.2</u> Hypertension artérielle systémique	36
<u>IV</u> Avantages et inconvénients de l'écho-Doppler	36
Conclusion	38
Références	39

LES FIGURES

<u>Figure 1</u> : Topographie du cœur	3
<u>Figure 2</u> : Face atriale du cœur (Face latérale droite)	4
<u>Figure 3</u> : Face auriculaire du cœur (Face latérale gauche)	5
<u>Figure 4</u> : Illustration de l'onde ultrasonore	8
<u>Figure 5</u> : Phénomène de réflexion et de réfraction de l'onde ultrasonore	10
<u>Figure 6</u> : influence de la différence d'impédance sur le phénomène de réflexion du faisceau ultrasonore	12
<u>Figure 7</u> : Représentation du mode échographique A	14
<u>Figure 8</u> : Représentation échographique du monde B	14
<u>Figure 9</u> : Représentation échographique du mode bidimensionnel	15
<u>Figure 10</u> : Représentation du mode échographique temps mouvement	16
<u>Figure 11</u> : Représentation schématique des coupes Feigenbaum (Mode TM)	17
<u>Figure 12</u> : Equation Doppler	19
<u>Figure 13</u> : Schématisation du Doppler continu et du Doppler pulsé	22
<u>Figure 14</u> : Schématisation du Doppler couleur nombreuses porte doppler balayant un secteur de 30 à 60 degrés	22

Figure 15 : Flux mitral normal au mode doppler pulsé	30
Figure 16 : Doppler couleur : codage couleur du flux diastolique d'éjection atriale à travers les valvules mitrales	31
Figure 17 : flux tricuspide normal enregistré au mode doppler pulsé	31
Figure 18 : Doppler couleur : codage des deux flux diastoliques d'éjection atriale à travers les valves mitrales et tricuspide	32
Figure 19 : Flux aortique normal enregistré au mode doppler pulsé	32
Figure 20 : Flux pulmonaire normal enregistré au mode doppler pulsé	33
Figure 21 : Flux pulmonaire normal enregistré en mode doppler couleur (coupe transaortique modifiée, voie parasternal droite)	33

LES TABLEAUX

Tableau 1 : Impédance selon les tissus traversés	9
---	---

Liste des abréviations

OD : Oreillette droite
VCS : Veine cave supérieure
VCI : Veine cave inférieure
AD : Auricule droite
OG : Oreillette gauche
VD : Ventricule droit
Ao : Aorte
CD : Coronaire droite
VG : Ventricule gauche
AP : Artère pulmonaire
AG : Auricule gauche
IVA : Inter-ventriculaire antérieur
kHz : Kilohertz
PTZ : Plomb, Titanium, Zirconium
MHz : Mégahertz
Kg : Kilogramme
Vao : Vitesse Aortique
VTp : Vitesse pulmonaire
IRM : Imagerie par résonance magnétique
SIV : Septum inter ventriculaire
PPVG : Paroi postérieure du ventricule gauche
CCVD : Chambre de chasse du ventricule droit
FAM : Feuillet antérieur mitral
FPM : Feuillet postérieur mitral

Introduction

La médecine vétérinaire a connu ces dernières années un développement accéléré de nouvelles technologies à visées préventive, diagnostique et thérapeutique, l'échographie doppler en fait partie.

L'échographie doppler est une technique d'imagerie médicale, qui est sans cesse en évolution depuis une trentaine d'années. Elle utilise les propriétés des ondes acoustiques. Il s'agit d'une méthode d'investigation, non invasive, non traumatique et indolore. (*Quiñones et al 2002*). Elle peut être pratiquée à tout âge y compris chez les chiots de très faible poids. Elle peut être répétée et ne connaît aucune contre indication, tout au moins pour l'échographie thoracique. Elle n'a pas à ce jour d'effets secondaires connus. (*Bernard 2008*)

L'échographie doppler permet d'étudier la circulation du sang dans les vaisseaux et ses anomalies. Ainsi des perturbations dans la circulation sanguine, qui peuvent survenir lors de modification du calibre d'un vaisseau, entraînent un changement de tonalité de l'appareil et une modification de la courbe tracée en même temps sur l'écran.

Les ultrasons sont utilisés depuis bien longtemps par les animaux tels que les baleines et les dauphins.

En 1794 SPALLANZANI, fut le premier à soupçonner l'existence des ultrasons, en observant le vol des chauves souris.

C'est surtout la découverte en 1880, de la piézo-électricité, par les frères Pierre et Jaques CURIE qui a permis après 1883, de produire facilement les ultrasons et de les utiliser. (*Poletto 2007*)

En 1843 le physicien Australien CHRISTIAN DOPPLER découvrit la variation de fréquence du son perçu lorsqu'une source sonore se déplace par rapport à un observateur.

(*MOUGEOLLE C. ,2001*)

Mais c'est seulement à partir de 1970, qu'on utilise les ultrasons dans la médecine. En effet WILD et REID s'en servent pour faire les premières images de coupes échographiques.

(*Poletto 2007*)

L'écho-Doppler, étant une technique peu connue en médecine vétérinaire en Algérie, l'intérêt de notre travail est d'encourager une initiation à l'échographie et l'échographie Doppler.

Après un rappel de physique et d'acoustique, nous développerons le principe et la technique d'utilisation de l'écho-Doppler en cardiologie.

Première partie :

*Bases anatomiques et
physiques de
l'écho-Doppler*

I) Rappels d'anatomie, de physique et d'acoustique

I.1. Anatomie et fonctionnement du cœur :

Le cœur est un muscle creux qui joue le rôle d'une double pompe foulante à deux étages : Des oreillettes, droite et gauche, chassent le sang dans les ventricules, droit et gauche, le ventricule droit chasse le sang dans le circuit pulmonaire ou petite circulation, le ventricule gauche dans la grande circulation. On peut ainsi distinguer un cœur droit (qui est plutôt crânial chez les animaux domestiques) (*Collin 2006*) et qui reçoit le sang veineux (noir) de l'ensemble du corps et l'expulse dans les poumons, et un cœur gauche (qui est plutôt caudal), ou le sang, oxygéné (rouge), revient pour être envoyé dans tout l'organisme. (*Domart, Bourneuf 1981*)

En plus de sa fonction de pompe, le cœur a une fonction endocrine induite par les facteurs natriurétiques de type A et B.

I.1.1. Topographie du cœur

Le cœur et le péricarde ou il est logé, sont situés dans la cavité thoracique entre les deux lames du médiastin moyen. Ils occupent la fosse cardiaque ménagée entre les deux poumons. L'incisure cardiaque des poumons laisse à découvert une surface du cœur et du péricarde à peu près égale du côté gauche et du côté droit.

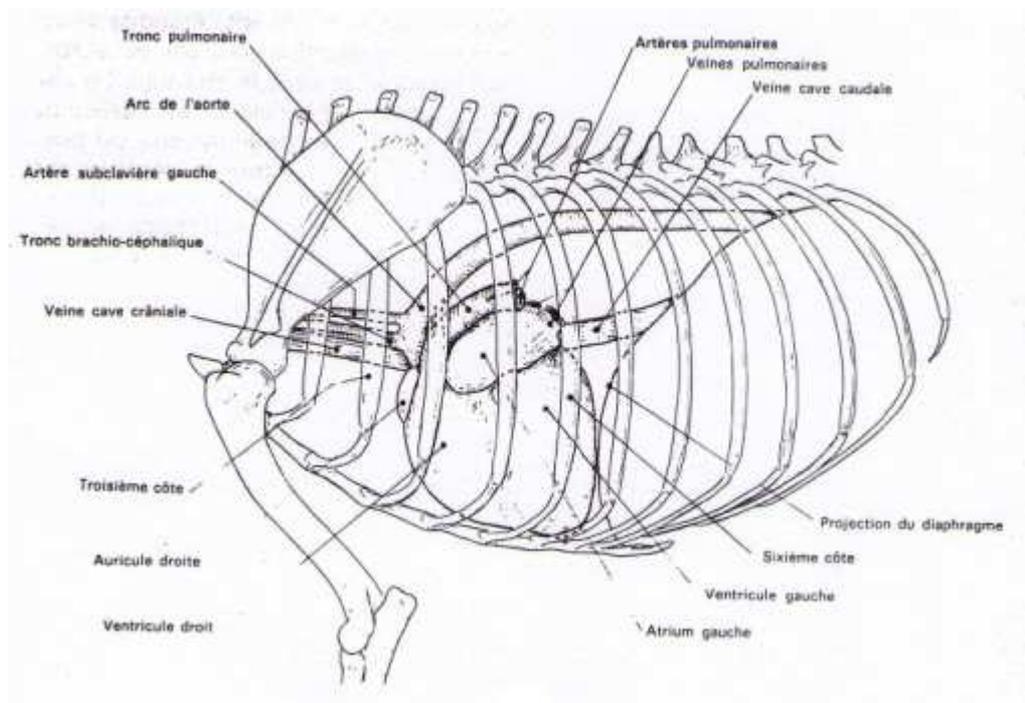


Figure1 : Topographie du cœur (*Barone 1996*)

I.1.2. Conformation externe

I.1.2.1. Face latérale droite du cœur

La face droite du cœur est constituée principalement par l'oreillette droite (OD) ou atrium droit qui reçoit en haut la veine cave supérieure (VCS) en bas la veine cave inférieure (VCI) et se prolonge en haut et en avant par l'auricule droite (AD).

En arrière de l'oreillette droite, apparaît le bord postéro-droit de l'oreillette gauche (OG) recevant les deux veines pulmonaires droites, supérieure et inférieure.

Au dessus de l'oreillette gauche et derrière la veine cave supérieure, sous la veine grande azygos, émerge la branche droite de l'artère pulmonaire.

En avant, le ventricule droit (VD) est peu visible. Il donne naissance à l'artère pulmonaire. Entre l'artère pulmonaire et la veine cave inférieure, apparaît la face droite de l'aorte ascendante (Ao).

Dans la graisse du sillon auriculo-ventriculaire droit, chemine l'artère coronaire droite (CD).

(Anonyme 1968)

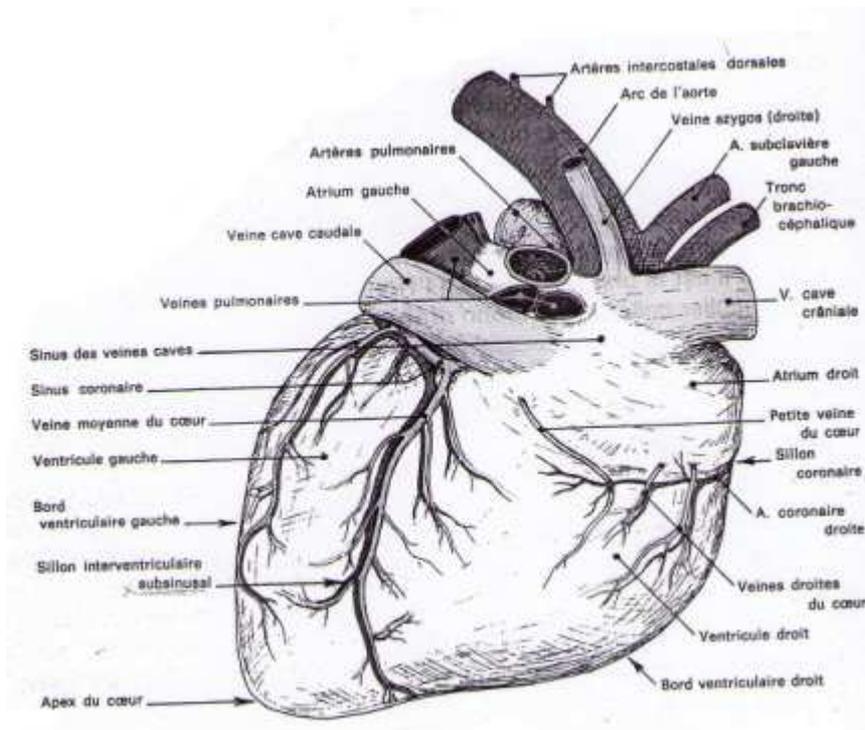


Figure2 : Face atriale du cœur (*Barone 1996*) (Face latérale droite)

I.1.2.2. Face latérale gauche du cœur

La face postérieure du cœur est formée surtout par le ventricule gauche (VG). En avant de lui, apparaît l'infundibulum du ventricule droit (VD) d'où naît l'artère pulmonaire (AP) qui se bifurque en branches droite et gauche, au dessous de la crosse aortique (Ao) à laquelle elle est reliée par le ligament artériel.

En arrière du ventricule gauche, apparaît la face gauche de l'oreillette gauche (OG) ou atrium gauche qui reçoit les deux veines pulmonaires gauches et se prolonge vers le haut et l'avant par l'auricule gauche (AG).

Dans le sillon inter-ventriculaire antérieur, chemine l'artère de même nom (IVA) accompagnée par la grande veine coronaire qui passe ensuite dans le sillon auriculo-ventriculaire gauche et se termine dans le sinus veineux coronaire (*Anonyme 1968*)

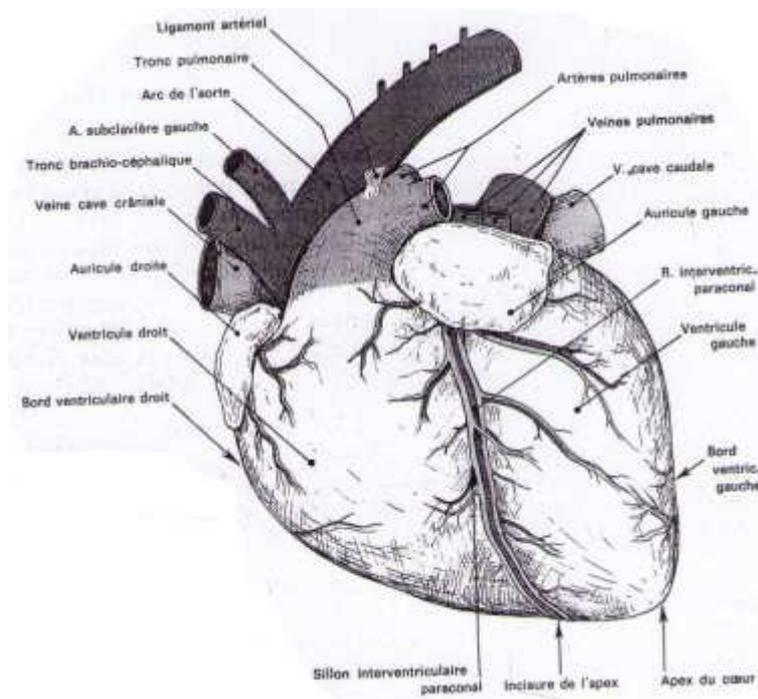


Figure3 : Face auriculaire du cœur (*Barone 1996*) (Face latérale gauche)

I.1.3. Configuration interne

Le cœur est constitué de quatre cavités : Deux atriums à paroi mince séparés l'un de l'autre par la paroi inter atrial, deux ventricules à paroi épaisse séparés par le septum inter ventriculaire.

Les atriums et les ventricules communiquent entre eux par deux orifices circulaires: La valvule tricuspide, entre oreillette et ventricules droits, et la valvule mitrale entre oreillette et ventricule gauches. Ces valvules ne laissent passer le sang que dans un seul sens, en l'empêchant de refluer.

Le ventricule gauche communique avec l'aorte par la valvule aortique, et le ventricule droit communique avec l'artère pulmonaire par la valvule pulmonaire ou semi lunaire formée de trois valvules.

Les parois des ventricules sont hérissées de saillies musculaires : piliers du cœur, où s'insèrent les cordages destinés aux valvules tricuspide et mitrales, fibres arciformes ou saillies simples.

L'oreillette droite présente, sur sa face supérieure, l'orifice de la veine cave supérieure, sur sa face inférieure, les orifices de la veine cave inférieure (muni de la valve d'Eustachi), et du sinus coronaire (muni de la valvule de Thébesius).

L'oreillette gauche présente, sur sa paroi postérieure, les quatre orifices de veines pulmonaires. (*Anonyme 1968*)

La paroi du cœur est composée du péricarde ; Qui est un sac à double parois qui l'entoure, il est composé de plusieurs feuillets : péricarde fibreux ou péricarde épais et le péricarde, séreux lui-même composé de deux feuillets (le feuillet viscéral et pariétal).

Du myocarde qui est une tunique musculaire épaisse et creuse se contractant de manière rythmique, il est constitué de cellules cardiaques spécialisées (les cardiomyocytes).

Endocarde : C'est une mince membrane endothéliale qui tapisse la face interne du myocarde et qui se prolonge, en dehors du cœur par une tunique interne des artères et des veines. (*Domart 1981*)

I.1.4. Fonctionnement cardiaque

L'activité cardiaque peut être divisée en plusieurs phases se succédant dans l'ordre suivant :

LA **Systole auriculaire** qui entraîne une augmentation de la pression dans les oreillettes et le

sang est chassée dans les ventricules. La systole auriculaire débute dans la région d'abouchement des grosses veines et, grâce à la contraction des fibres annulaires de celles-ci, le reflux du sang dans leurs cavités est empêché.

Lorsque la contraction des oreillettes est terminée, la contraction ventriculaire se produit. Dès le début de la **systole ventriculaire**, les valvules auriculo-ventriculaires se ferment et le sang est soumis à une pression croissante. La contraction des muscles cardiaques de produit, provoquant l'éjection du sang dans l'aorte et l'artère pulmonaire, c'est « l'éjection systolique » (*Gurtler et Al 1975*)

Diastole des ventricules : La pression tombe rapidement dans la cavité des ventricules au fur et à mesure du relâchement du myocarde ventriculaire. Il en résulte une véritable aspiration du sang contenu dans les oreillettes et jusque dans les grosses veines. Le remplissage des oreillettes et des ventricules est favorisé pendant l'inspiration sous l'effet de la dilatation thoracique.

Au moment de la diastole générale, le myocarde des oreillettes et des ventricules, est momentanément en état de relâchement : Le cœur est au repos. Le remplissage des ventricules se fait cependant en majeure partie pendant le premier tiers de la diastole, grâce à la différence de pression entre les deux cavités ; ce remplissage diastolique est ensuite complété par un remplissage actif au moment de la systole des oreillettes. (*Gurtler et Al 1975*)

I.2 Physique et acoustique : les ultrasons

I.2.1 Principes généraux

A la différence de la lumière qui est une onde électromagnétique et qui, de ce fait, peut se propager dans le vide, le son est une onde mécanique qui va nécessiter un support matériel de propagation.

Les ultrasons sont des vibrations mécaniques de la matière (comme tous les sons) à des fréquences inaudibles pour l'oreille humaine .La fréquence est comprise entre 15 kHz environ et quelques centaines de Mégahertz .En deçà de cette bande, on a affaire à des sons ou infrasons, au delà à des hyper-sons. (*Anonyme 2003*)

Les ultrasons se propagent à une vitesse qui sera en fonction de la nature du milieu, indépendamment de la fréquence de l'onde.

La distance parcourue par l'onde sonore durant un cycle définit la longueur d'onde

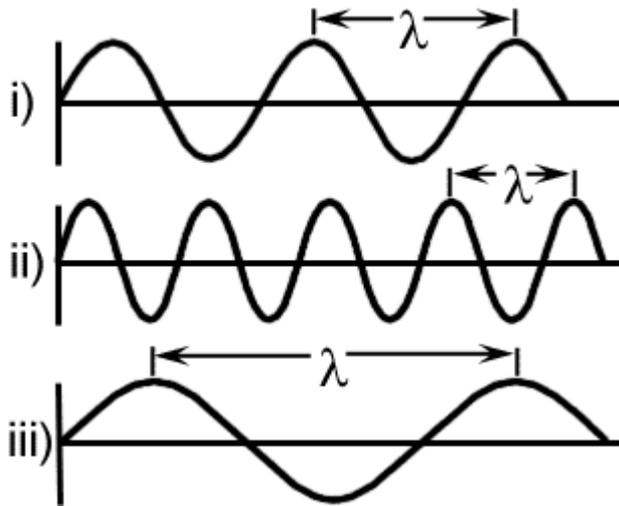


Figure 4 : Illustration de l'onde ultrasonore (*Anonyme 2008*)

La vitesse de propagation de l'onde (V) est déterminée par le produit de la longueur d'onde (λ) et la fréquence (F)

$$V = \lambda \times F$$

V dépend de la densité du milieu traversé, vitesse et densité variant dans le même sens

tissu	Vitesse de propagation de l'ultrason (m /s)
Air	300
Graisse	1440
Cerveau	1510
Foie	1560
Muscle	1570
Sang	1570
Os	4080

Tableau 1 : Impédance selon les tissus traversés. (*Chetboul et al. 2005*)

Les tissus représentent une certaine résistance au passage des ultrasons. Cette résistance est appelée impédance. L'impédance est différente d'un tissu à l'autre et la limite entre deux tissus constitue une interface.

I.2.2 Les transducteurs

Effet piézo-électrique :

Ce sont les transducteurs qui sont à l'origine de la production des ultrasons.

Les transducteurs utilisés dans les sondes de l'écho-Doppler comportent au minimum un cristal piézo-électrique qui possède la propriété d'émettre et de recevoir les ultrasons.

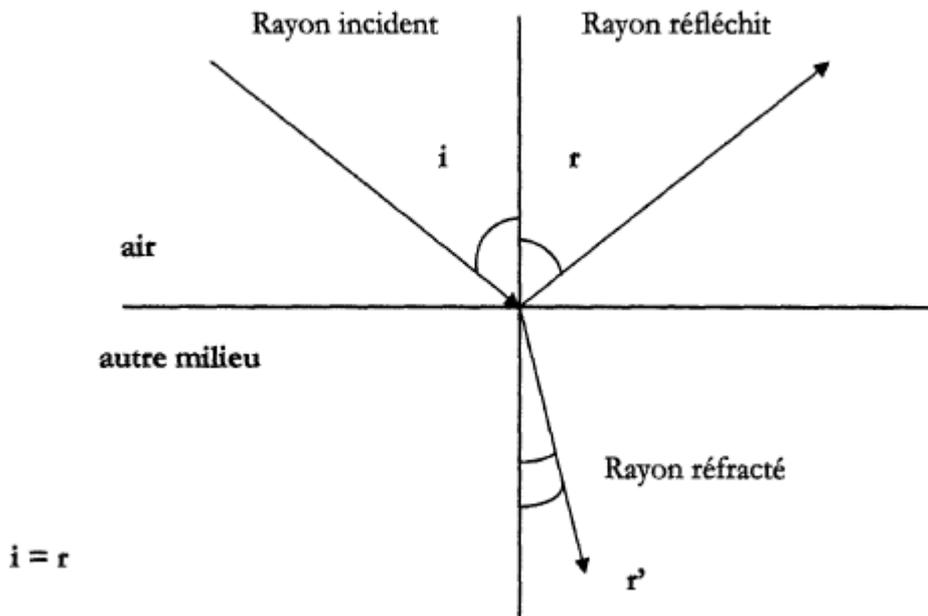
L'effet piézo-électrique correspond à la capacité d'une substance à transformer de l'énergie mécanique de déformation en énergie électrique et vice-versa.

Le cristal piézo-électrique est généralement composé d'une céramique de PTZ (plomb, titanium, zirconium). En présence d'une différence de potentiel alternative sur ses faces, le cristal entre en vibration et produit une onde acoustique : l'ultrason.

A l'inverse, lorsqu'il reçoit des ultrasons, une différence de potentiel apparaît entre ses faces. Ce signal électrique est à l'origine de l'image échographique. (*Chetboul et Al 2005*)

I.2.3 Interaction des ultrasons avec les tissus

Chaque fois qu'un son rencontre une interface, une partie de l'énergie incidente est transmise (elle traverse l'interface acoustique) tandis que l'autre partie est réfléchi. L'image échographique est formée grâce à aux ultrasons réfléchis. Les directions de la transmission et de la réflexion seront fonction de l'angle d'incidence de l'onde sonore. (*Anonyme 2003*)



i : angle d'incidence

r : angle réfléchi

r' : angle réfracté

Figure 5 : Phénomènes de réflexion et de réfraction de l'onde ultrasonore. (*Sellier 2006*)

I.2.3.1 Impédance acoustique

L'impédance acoustique (Z) correspond à la résistance qu'oppose un milieu donné au cheminement des ultrasons. Elle dépend de la densité du milieu, de la consistance mais est indépendante de la fréquence ultrasonore. (*Sellier 2006*)

$$Z = V \times d$$

V = la vitesse

d = densité du milieu

Plus la différence d'impédance entre deux milieux est grande, plus la réflexion des ultrasons au niveau de l'interface séparant les deux milieux est importante. (*Giuseppe 2007*)

Lorsque les différences d'impédance sont minimales (exemple pour les tissus mous) mais suffisantes pour réfléchir une faible quantité d'ultrasons, ça permettra de former une image à chaque interface réfléchissante. Les ultrasons non réfléchis sont réfractés, transmis plus profondément pour obtenir une image des structures sous-jacentes. (*Sellier 2006*)

Lorsque la différence d'impédance entre les deux milieux est trop grande (exemple tissus mou/os), la quasi-totalité des ultrasons est réfléchi à l'interface acoustique des deux structures. Les échos renvoyés sont très puissants et à l'origine d'une image très brillante. Sous l'interface réfléchissante cependant, peu d'ultrasons sont transmis, s'il s'agit de tissus osseux et cette faible quantité d'ultrasons transmis est rapidement absorbée. (*Sellier 2006*) Ceci explique que l'air contenu dans l'os (constituant les côtes) et dans les voies respiratoires sont deux obstacles à éviter lors d'un examen échocardiographique ; l'opérateur doit de ce fait positionner le transducteur dans un espace intercostal et en région parasternale afin d'éviter l'interposition d'os et de tissu pulmonaire entre la sonde et le cœur. (*Chetboul et Al 2005*)

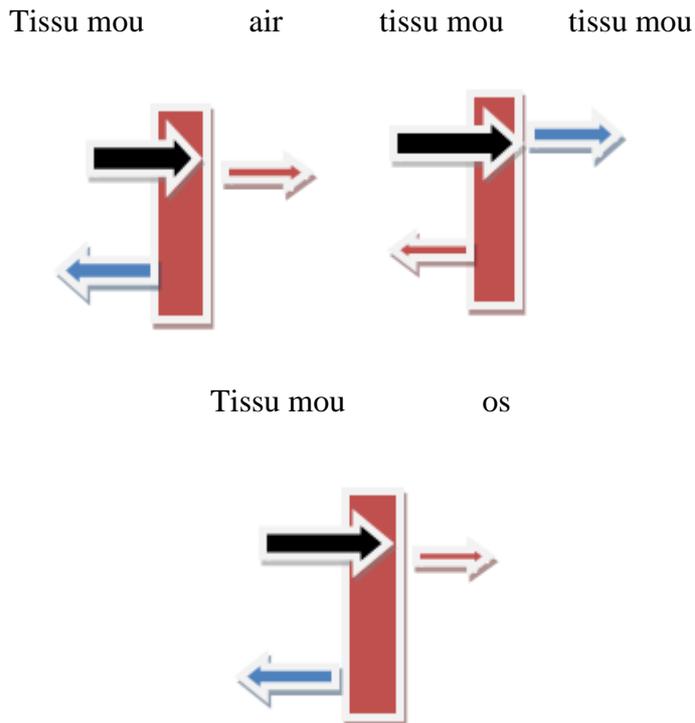


Figure 6 : influence de la différence d'impédance sur le phénomène de réflexion du faisceau ultrasonore. (*Chetboul et Al 2005*)

I.2.3.2 Réflexion et réfraction des ultrasons

Lorsque les ultrasons viennent frapper l'interface de deux milieux d'impédance acoustique différente, une partie des ondes incidentes est réfléchi, et l'autre réfractée. La direction des ultrasons réfléchis dépend de l'angle formé entre les ultrasons incidents et la surface réfléchissante.

Si les ultrasons envoyés par le transducteur arrivent perpendiculairement à la surface réfléchissante, les ultrasons réfléchis repartent aussi perpendiculairement à cette surface. Si l'angle formé est inférieur à 90° , l'angle de réflexion est équivalent à l'angle d'incidence. Dans le premier cas le transducteur récupère beaucoup d'échos, dans le deuxième cas il reçoit peu d'échos. L'opérateur a donc intérêt à placer le faisceau d'ultrasons perpendiculairement à la structure étudiée pour obtenir une bonne image échographique.

Les ultrasons non réfléchis sont réfractés et continuent leur pénétration. (*Chetboul et Al 2005*)

I.2.3.3 Atténuation

Au cours de leur parcours, les ultrasons sont non seulement réfléchis mais aussi absorbés et transformés imperceptiblement en chaleur. Ceci engendre une perte de puissance des ultrasons incidents au fur et à mesure de leur pénétration dans les tissus. Cette perte d'énergie est qualifiée d'atténuation. (*Chetboul et Al 2005*)

II L'échocardiographie

L'échocardiographie permet une approche rapide et fiable de l'anatomie cardiaque, mais elle autorise aussi une évaluation fonctionnelle ainsi qu'une approche hémodynamique non invasive.

Une sonde d'échographie appliquée sur la poitrine émet des ondes ultrasonores. Celles-ci pénètrent dans les tissus du cœur et sont partiellement réfléchies chaque fois qu'elles rencontrent une structure de densité différente de la précédente (paroi cardiaque, sang). (*Anonyme 2008*) Ces ultrasons renvoyés sont recueillis par la sonde échographique, et le temps de leur retour est converti en une distance permettant de reconstruire sur un écran une image ressemblant à une coupe anatomique.

Les images sont formées à l'écran selon différents modes :

II .1. Mode A

Ce mode est utilisé qu'en échographie oculaire, l'écran affiche des pics de réflexion électrique dont l'amplitude est proportionnelle à l'intensité du faisceau réfléchi. (*Lafitte et Al 2003*)

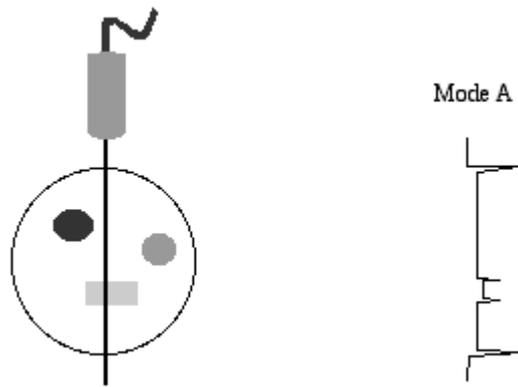


Figure 7 : représentation du mode échographique A (*Barthez 2006*)

II.2. Mode B :

Le mode B ou brillance est le mode de représentation le plus commun. Il s'agit de représenter l'intensité du signal non plus par une courbe mais par la brillance d'un point sur l'écran. Plus le point est brillant, plus la réflexion des ultrasons a été importante et donc, plus l'écho est intense. (*Barthez 2006*)

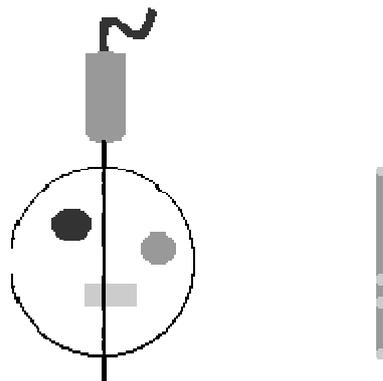


Figure 8 : Représentation échographique du monde B (*Barthez 2006*)

Lorsque plusieurs faisceaux ultrasonores parallèles les uns aux autres sont utilisés (sonde linéaire) ou lorsque le même faisceau ultrasonore est orienté dans des directions différentes (sonde sectorielle) on obtient une image en 2 dimensions (Bidimensionnelle) qui représente une coupe de la structure explorée (*Barthez 2006*)

:

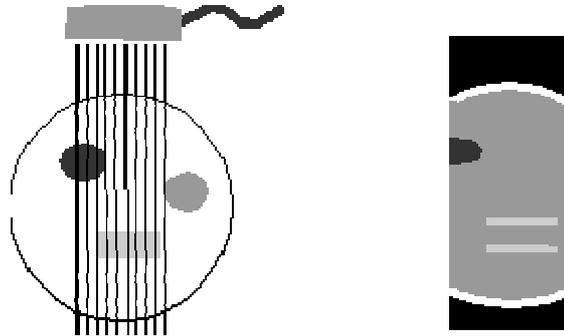


Figure 9: Représentation échographique du mode bidimensionnel (*Barthez 2006*)

De cette manière la visualisation des mouvements du cœur peuvent être fait en temps réel et en deux dimensions l'image obtenue est de forme triangulaire de ce fait une perte d'information essentiellement latéral n'est pas négligeable. (*Myers, Clough 2007*)

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

- Examen des appareils valvulaires : morphologie des valves et des cordages
- Examen des cavités cardiaques
- Etude morphologique de myocarde
- Examen des gros vaisseaux
- Examen du péricarde. (*Chetboul et Al 2005*)

Les avantages du mode bidimensionnel sont nombreux :

- Effectuer un diagnostic et de la localisation d'une modification morphologique du cœur lors de pathologie cardiaque en visualisant des structures en deux dimensions
- Appréciation visuelle de la contractilité cardiaque.
- La taille de certaines cavités cardiaques tels que l'atrium gauche et l'aorte peuvent être chiffrés
- Orientation et control du faisceau linéaire de la coupe choisie. (*Chetboul et Al 2005*)

II.3. Mode TM (Temps –mouvement)

L'écran affiche la variation des échos d'une ligne d'ultrasons en mode B en fonction du temps.

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

(Lafitte et Al 2003)

En cardiologie les modes utilisés sont le mode B et TM *(Lafitte et Al 2003)*

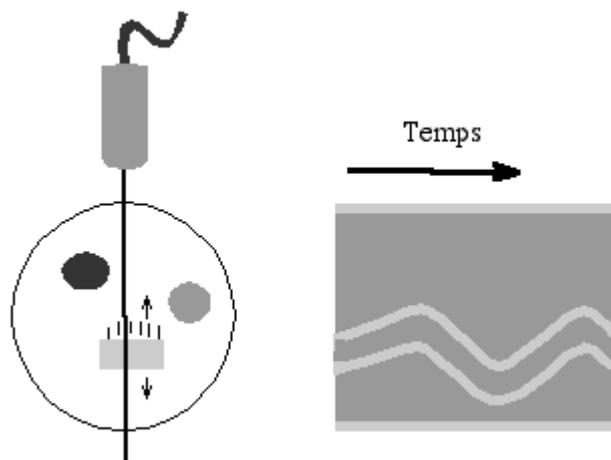


Figure 10 : représentation du mode échographique temps mouvement *(Barthez 2006)*

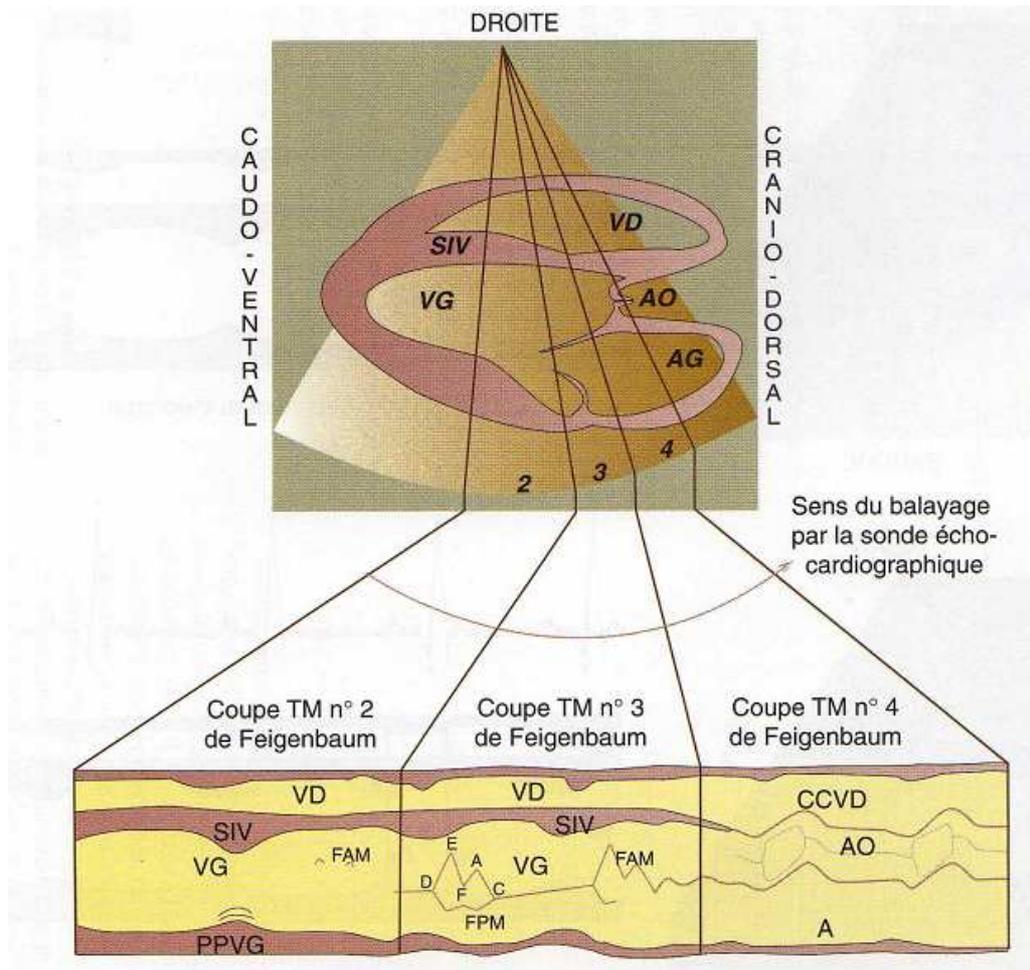


Figure 11 : Représentation schématique des coupes Feigenbaum (Mode TM)
(Chetboul et Al 2005)

III) Vélométrie par effet doppler

III.1 Vélométrie

La vélocimétrie repose sur un phénomène physique, l'effet Doppler, qui permet de calculer la vitesse d'écoulement d'un fluide en analysant la variation de fréquence enregistrée entre un faisceau d'ultrasons émis par une sonde et ce même faisceau réfléchi, dans le cas du sang, par les globules en mouvement et recueilli par la même sonde. La différence de fréquence entre les 2 faisceaux est proportionnelle à la vitesse du sang.

Appliquée aux vaisseaux, la vélocimétrie sert à étudier la circulation destinée au cerveau, aux membres postérieurs et antérieurs. Appliquée au cœur, elle donne des renseignements sur l'écoulement du sang entre les différentes cavités cardiaques. (*Anonyme 2008*)

III.2 Effet Doppler

Découvert par CHRISTIAN DOPPLER il peut être défini de la manière suivante « l'effet Doppler est un changement de fréquence d'une source d'ondes entretenues lorsqu'il y a déplacement relatif de la source ou de l'observateur. La fréquence que perçoit cet observateur est différente de la fréquence émise ; elle augmente si la source est/ ou l'observateur se rapproche ; elle diminue dans le cas contraire ». (*Plainfosse et Al*)

L'effet Doppler sur les tissus peut être exprimé en une équation :

$$F_d = 2 (v/c) F_e \cos \theta$$

F_d = La fréquence Doppler

v = Vitesse des globules rouges

θ = angle d'incidence du faisceau

c = célérité des ultrasons dans le sang. (*Ouhayoun 1996*)

F_e = fréquence émise

_On ne peut mesurer v que si l'on connaît l'angle de tir θ ce qui est difficile voir même impossible : on a alors accès à des variations relatives de vitesse.

Si $\theta = 90^\circ$ Alors $\cos \theta = 0$: pas de signal Doppler. (*Ouhayoun 1996*)

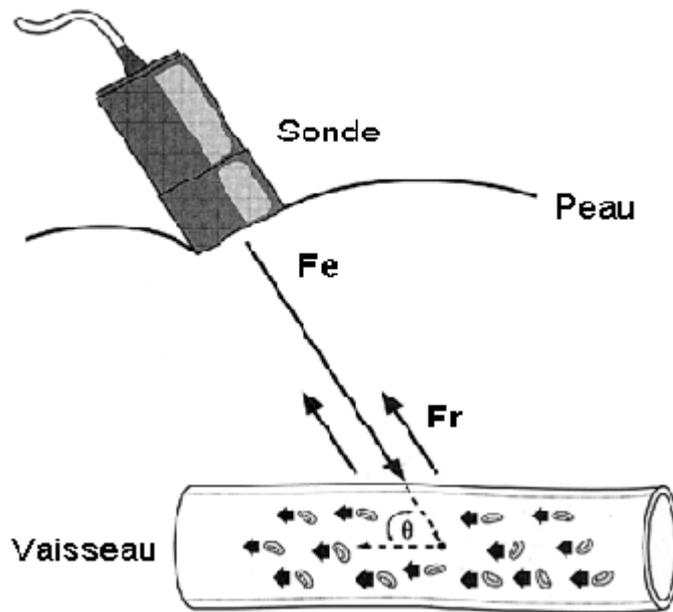


Figure 12 : Equation Doppler (*Ouhayoun 1996*) F_r = Fréquence reçu F_e = Fréquence émise

Dans l'équation Doppler, L'angle entre le faisceau Doppler et la ligne relative du flux choisi, est très important dans le calcul de la vitesse, à partir des données de la fréquence Doppler. Quand le faisceau d'ultrason est parallèle au flux sanguin, l'angle θ se rapproche de 0° et la vitesse mesurée sur l'enregistrement sera très proche de la vrai vitesse. Par contre, si le faisceau ultrasonore est perpendiculaire au flux, l'angle θ avoisine 90° , et la vitesse mesurée sera nulle. Donc, plus l'angle sera bas, plus le cosinus se rapprochera de 1 et plus la vitesse enregistrée sera fiable. Un angle ouvert provoquera une mesure de la vitesse plus basse en comparaison à la vitesse réelle. (*Marcy 2006*)

En résumé : l'effet doppler peut être utilisé dans le domaine des ultrasons. Quand un faisceau ultrasonique traverse un flux sanguin, la fréquence du signal revenant à l'émetteur peut être augmentée ou diminuée, en fonction de la direction et de la vitesse de ce flux par rapport à l'incidence du faisceau ultrasonique. Un mouvement liquidien vers la sonde élèvera la fréquence de retour, tandis qu'un mouvement s'en éloignant en diminuera la fréquence. L'amplitude du changement de fréquence est proportionnelle à la vitesse du flux sanguin ainsi qu'à l'angle entre le faisceau ultrasonique et le vaisseau analysé. Ainsi, l'on peut déterminer la vitesse ou vélocité et le sens d'un flux sanguin dans une région précise du thorax, cavité cardiaque ou vaisseau. (*Bernard 2008*)

Le doppler permet donc de déterminer la vitesse et le sens d'un flux sanguin, ainsi que son caractère, homogène (ou 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 situées de part et d'autre de cette valve, ceci selon une formule mathématique simple (formule de Bernouilli simplifiée, selon laquelle le gradient est égal à 4 fois le carré de la vitesse du flux). (*Bernard 2008*).

Il est nécessaire de connaître la définition du flux laminaire(ou homogène), et du flux turbulent :

- Le flux laminaire :

Ce type de flux se produit dans les vaisseaux aux parois parallèles et lisses ; les globules rouges se déplacent approximativement à la même vitesse et selon la même direction. A cause des frictions, le flux est généralement plus lent près des parois d'un vaisseau. Avec les pulsations cardiaques, les globules rouges accélèrent et décélèrent généralement à la même vitesse. Les flux, dans la plupart du système cardiovasculaire, cœur et gros vaisseaux inclus, sont généralement laminaires et excèdent rarement la vitesse de 1.5 m/ s.

-Le flux turbulent :

Ce flux est présent quand il y a une obstruction qui provoque une perturbation du flux laminaire. L'obstruction entraîne une désorganisation du mouvement ordonné des globules rouges et l'apparition de tourbillons et de spirales de vitesses et de directions différentes. L'obstruction provoque généralement une augmentation de la vitesse.

Le flux turbulent est donc caractérisé par des directions discordantes en combinaison avec de nombreuses vitesses différentes des globules rouges. Si l'obstruction est significative, quelques globules rouges vont se mouvoir à une vitesse très supérieure à la normale, pouvant dépasser les 7 m/ s. Le flux turbulent est habituellement une découverte anormale et est considéré comme une indication de pathologie cardiovasculaire prioritaire.

Les flux anormaux sont donc généralement caractérisés par des turbulences et une certaine augmentation de leur vitesse. Par exemple, si l'on considère le flux dans l'aorte ascendante en cours de systole, le flux est laminaire si l'aorte et la valve aortique sont normales. Par contre, la présence d'une sténose valvulaire va induire un comportement turbulent du flux ; un orifice valvulaire aortique étroit interrompt les lignes parallèles du flux laminaire normal et produit un

flux turbulent. Le jet de sang en résultant crée sur un court segment dans l'aorte proximale avec un flux complexe et des vitesses caractéristiques. (*Marcy 2009*)

III.3 Les différents modes doppler

III.3.1 Le doppler continu

l'écho-doppler continu est le mode le plus simple .Il est utilisé pour détecter le flux des artères périphériques, par exemple durant les études de pression ou pour rechercher un flux veineux .Le doppler continu analyse de nombreux signaux provenant de différents vaisseaux situés sur la ligne de tir du faisceau ,et ne fournit donc aucune information sur la localisation ou la profondeur du signal .L'opérateur doit distinguer les veines des artères en utilisant seulement les caractéristiques du flux car, le Doppler continu ne fournit que des information qualitatives. (*Myers, Clough 2007*)

III.3.2 Le doppler pulsé

Le doppler pulsé comporte un seul cristal qui est alternativement émetteur et récepteur, la mesure de la variation du signal étant faite spatialement selon une ligne de tir. La sonde émet une impulsion brève puis « écoute »le signal de retour .La mesure du temps écoulé entre l'émission et la réception permet de calculer la profondeur du vaisseau examiné. Par rapport au Doppler continu .Le Doppler pulsé présente l'avantage d'avoir une bonne résolution axiale et latérale, mais l'inconvénient d'avoir une fréquence limitée en profondeur .La sensibilité du doppler pulsé décroît en fonction de la profondeur du vaisseau examiné et de la fréquence des ultrasons utilisés. (*Cohen, Belmatou 2002*)

III.3.3 Le doppler couleur

Il s'agit d'une extension du Doppler pulsé bidimensionnel, il permet d'analyser le signal Doppler dans un plan et ceci presque simultanément dans tous les points de ce plan. Il pourrait être assimilé à un système Doppler pulsé multiporte et multiligne. En fait, grâce à un procédé d'analyse du signal appelé l'autocorrélation, il est possible d'obtenir l'information Doppler sur toute la longueur d'une ligne, après deux impulsions, en analysant les modifications de la phase entre les deux signaux. Cependant, le rapport signal/bruit est extrêmement faible, ce qui impose de répéter ces impulsions entre 16 et 32 fois pour chacune des lignes échantillonnées.

Ce procédé permet ainsi d'analyser, au niveau d'un ensemble de volumes d'échantillonnages disposés le long d'une ligne de tir, les trois paramètres du signal ultrasonore, à savoir : l'amplitude, qui permet de reconstituer l'image en échelle de gris, la phase qui détermine la direction du déplacement des structures circulantes et la fréquence Doppler qui traduit la vitesse circulatoire. (*Mougeolle 2007*)



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)

Figure 13 : Schématisation du Doppler continu et du Doppler pulsé. (*Martinez 2002*)

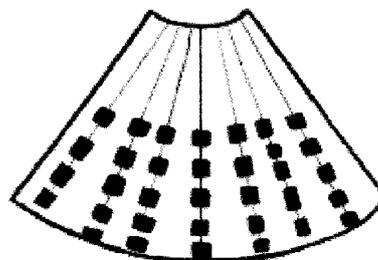


Figure 14 : Schématisation du Doppler couleur nombreuses porte doppler balayant un secteur de 30 à 60 degrés. (*Martinez 2002*)

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

Deuxième partie :

L'écho-Doppler

I) Examen écho -Doppler chez un chien normal

I.1 Principe et technique

I.1.1 Matériel

L'écho-Doppler est constitué de plusieurs composants : Une sonde, permettant l'émission et la réception d'ultrasons; Un système informatique transformant le délai entre la réception et l'émission de l'ultrason en image; une console de commande, permettant l'introduction des données du patient et les différents réglages; un système de visualisation : moniteur ; et un système d'enregistrement des données. Le tout est disposé sur un chariot mobile. (*Kerut et Al 2004*)

I.1.1.1 La sonde

Le choix de la sonde est très important pour l'obtention d'une bonne qualité d'image. Les animaux ayant des tailles variables, l'idéal serait de disposer de sondes ayant des fréquences de 2 à 10 MHz. Le coût d'une telle acquisition limite souvent le nombre de fréquences disponibles. Nous pouvons trouver actuellement des sondes bi fréquences ou tri fréquences pour un prix accessible.

Lorsqu'on a le choix la fréquence optimale pour pratiquer un examen échographique des chiots ou petits chiens de (1 à 2 kg) est de 10 MHz.

Pour les chiens de races naines (1 à 5 kg) la fréquence utilisée est de 7.5 MHz.

Pour les chiens de races moyennes (5 à 15 kg) ce sera 5 MHz.

Celle de 3.5 MHz pour les chiens de grandes races (15 à 35 kg).

Et celle de 2.5 MHz pour les chiens de races géantes (35 à 70 kg)

Les sondes utilisent différents types de balayages :

-balayage mécanique.

-balayage électronique.

Lors d'utilisation d'une sonde à balayage mécanique ou (sonde sectorielle) l'image échographique est obtenue par un mouvement oscillatoire du cristal piézo-électrique permettant un balayage mécanique de la zone échographiée. À l'écran, cette image sera de forme triangulaire dite sectorielle.

Les transducteurs utilisant ce mode de balayage sont très maniables et se prêtent bien aux contraintes d'un examen transthoracique (espaces intercostaux étroits, fenêtre échographique peu large) ceci grâce à leur forme particulière en crayon qui offre une surface de contact réduite avec la peau du patient. (*Chetboul et Al 2005*)

La sonde électronique elle, réalise des plans de coupe par stimulation de multiples cristaux miniaturisés fonctionnant en déphasage électronique. Lorsque les cristaux sont disposés en ligne droite, la sonde est dite linéaire. Lorsqu'ils sont disposés sous forme de courbe, la sonde est dite convexe. Et en fin lorsque les cristaux sont imbriqués sous forme d'anneaux concentriques, la sonde est dite annulaire. Les deux premières sont très encombrantes et son quasi inutilisable pour l'échocardiographie. La dernière est elle en forme de crayon et est parfaitement adapté à l'échocardiographie. (*Chetboul et Al 2005*)

I.1.1.2 Le gel

On considère que le contact entre la sonde et le thorax ne peut pas être parfait, il existe toujours une fine couche d'air entre la sonde et le thorax.

La valeur du coefficient de transmission de l'interface T air/peau est de :

$$T \approx 10^{-3}$$

Cette valeur est très faible, elle engendrera donc une atténuation importante du signal entre l'émission et la réception des ultrasons par la sonde.

C'est pour remédier à ce problème que l'on utilise un gel, dont l'impédance acoustique est proche de celle de la peau, pour obtenir une atténuation plus faible.

I.1.1.3 Le traitement du signal

L'image sur l'écran se fait par niveaux de gris selon l'intensité de l'écho en retour. Les différents tissus de l'organisme apparaissent de manières différentes :

Les liquides simples, dans lesquels il n'y a pas de particules en suspension, se contentent de laisser traverser les sons. Ils ne se signalent donc pas par des échos. Ils seront noirs sur l'écran (Structures hypoéchogènes)

Les liquides avec particules, le sang, le mucus, renvoient de petits échos. Ils apparaîtront donc dans les tons de gris, plus ou moins homogènes.

Les structures solides, l'os par exemple, renvoient mieux les échos. On verra donc une forme blanche avec une ombre derrière.

Les tissus mous sont plus ou moins échogènes

Le gaz et l'air, sont comme l'os, très blanc.

I.1.1.4 Différents réglages

La plupart des appareils ont des menus de préréglage adapté à chaque organe, il est cependant possible de créer soit même son propre réglage. Les paramètres liés au transducteur déterminent une grande partie de la qualité de l'image échographique, mais les réglages sur l'appareil permettent d'améliorer la qualité d'image (*Myers et Al 2007*). De nombreux réglages sont disponibles sur un échographe. Cinq sont à retenir :

-L'échelle de profondeur

-La focalisation

-Le gain différentiel

-Le rejet

-Le choix de la profondeur va dépendre de la taille du cœur à étudier. Si l'échelle de profondeur est trop petite, des phénomènes de réverbération peuvent se produire dans le bas de l'écran, dus à la réflexion sur la sonde d'une partie des échos de retour.

-La focalisation permet d'augmenter la résolution de l'image sur une zone limitée qui intéresse particulièrement le manipulateur.

-Le réglage de la puissance émise par la sonde est responsable de la brillance générale de l'image. Afin d'éviter une saturation de l'image ce paramètre doit être correctement réglé.

-Le réglage du gain différentiel permet de modifier le niveau de réception du signal électronique par zones étagées. Par exemple il permettra de renforcer les échos profonds et d'atténuer les échos superficiels de façon à uniformiser l'image.

-Le rejet élimine les signaux de faible amplitude à leur réception de façon à obtenir des images moins «parasitées » il joue le rôle de filtre.

D'autres réglages peuvent être apportés comme la luminosité et le contraste. Mais des facteurs liés à l'animal peuvent aussi jouer sur la qualité d'image. Ainsi l'image est toujours moins bonne pour des animaux brévilignes, à peau épaisse, lors d'obésité, de densification pulmonaire. Et à l'inverse de meilleure qualité chez les animaux longilignes, maigres et à fonction respiratoire normale. La température ambiante aussi lorsqu'elle est trop élevée va provoquer une polypnée thermique et l'image sera de moins bonne qualité. (*Anonyme 2009*)

I.1.2 Préparation de l'animal

Les poils étant peu conductible en raison de l'air qu'ils retiennent les animaux doivent être rasés.

La tonte est réalisée sur quelques cm² sous la pointe du coude, au tiers inférieur du thorax au niveau des 4^e et 5^e espaces intercostaux à droite et 4^e au 7^e espaces intercostaux à gauche. Cette zone correspond à la projection cutanée de la surface où le cœur est laissé libre du champ pulmonaire. (*Martinez 2002*)

Enfin une application généreuse de gel achève la préparation de l'animal.

Pour la position de l'animal, deux positions sont en général adoptées, la position debout et le décubitus latéral.

Si on choisit la position debout, l'assistant ou le propriétaire maintient l'animal debout en le plaquant contre lui, une main sous le ventre et l'autre sous l'encolure. Cette position debout procure une fenêtre d'échographie très satisfaisante, cette fenêtre peut même être étendue en avançant légèrement le membre antérieur vers l'avant et surtout par la flexion de l'encolure de l'animal du côté opposé à celui de l'opérateur.

Si on choisit le décubitus latéral une table fenestrée avec accès par le dessous sera nécessaire car la compression du tissu pulmonaire du côté du décubitus, favorise une ventilation gênant considérablement l'accès au cœur. (*Chetboul et Al 2005*)

I.1.3 Analyse de l'effet doppler

I.1.3.1 Analyse auditive

Le signal Doppler peut être transformé en signal acoustique, car il se situe en zone audible. Ce signal est envoyé à un haut-parleur après avoir été amplifié.

Selon que le flux est laminaire ou turbulent, le son émis par le haut parleur sera différent. Lorsque le flux est laminaire le son sera doux. Et lorsque le flux est turbulent le son sera rude et intense.

De même, le son provenant de la région proche d'une valvule est très "claquant". L'opérateur doit avoir une oreille exercée et doit être capable de distinguer les différentes situations.

I.1.3.2 Analyse graphique

L'analyse graphique permet de représenter les différentes vitesses des flux sanguins, et ce en Doppler continu et pulsé. Deux représentations de vitesses sont possibles :

-Représentation de la vitesse moyenne des flux sanguins traversés en fonction du temps. En présence de deux flux inverses, la vitesse moyenne devient nulle et ne reflète donc pas la réalité hémodynamique. De ce fait ce mode de représentation est source d'erreurs.

-Représentation de la vitesse spectrale de l'ensemble des vitesses sanguines en temps réel. Ces vitesses sont visualisées graphiquement sous forme d'un histogramme avec en ordonnée les fréquences et en abscisse le temps. Le sens du flux est déterminé par la position de la sonde, il est positif quand le flux se dirige vers la sonde, et négatif quand il s'en éloigne.

(Myers, clough 2007)

I.1.3.3 Analyse colorimétrique

Elle couple une représentation échographique en mode B et des signaux doppler codés en couleurs sur cette image il existe un léger décalage entre l'obtention de l'image et mode B et l'analyse des signaux Doppler cela peut conduire a des images aberrantes si la fréquence cardiaque est élevée .Par convention les flux laminaires antérogrades sont représentés en rouge et les flux rétrogrades sont représentés en bleu.

Les flux non laminaires forment une autre gamme de couleurs représentée en vert qui s'additionne en mosaïque au rouge ou au bleu.

Le ton des couleurs est fortement influencé par la qualité du signal et la vitesse du flux.

(Martinez 2002)

II) image d'écho-Doppler d'un cœur sain et interprétation

L'examen écho-Doppler est la combinaison entre un examen échocardiographique et du Doppler. L'examen écho cardiographique étant la réalisation de coupes et le Doppler un examen qui mesure différentes vitesses.

Lors d'un examen échocardiographique, le cœur est généralement étudié par un abord parasternal droit car les structures cardiaques sont rencontrés en premier par le faisceau ultrasonique, un abord parasternal gauche est parfois nécessaire.

La voix parasternale droite nous permet d'avoir deux types de coupes. Les coupes grand axe ou longitudinales, qui correspondent à un axe parallèle au septum cardiaque, qui relie la base du cœur à son apex. Et les coupes petit axe qui sont perpendiculaires aux axes cardiaques.

Lors d'un examen Doppler, quatre flux transvalvulaires sont enregistrés chez l'animal. Deux

flux atrio-ventriculaires (mitral et tricuspideen) deux flux artériels (aortique et pulmonaire).

II.1 Flux atrio-ventriculaire

II.1.1 Flux mitral

Le flux mitral est enregistré par voie apicale gauche, il est biphasique, asymétrique. On distingue une première onde E qui correspond au remplissage protodiastolique passif du ventricule gauche, et une onde A qui correspond au remplissage péricardique actif du ventricule gauche. En mode Doppler pulsé, sur la courbe spectrale obtenue, ce flux a un aspect en M (Figure 14). En Doppler couleur, le flux mitral diastolique est coloré en rouge car il est antérograde, il se dirige vers la sonde. Au niveau de l'extrémité des valvules il prend une teinte plus claire, car la vitesse a cet endroit est plus élevée. (Figure 15)

En systole, la courbe est plate car la vitesse est nulle, les feuillets mitraux sont fermés.

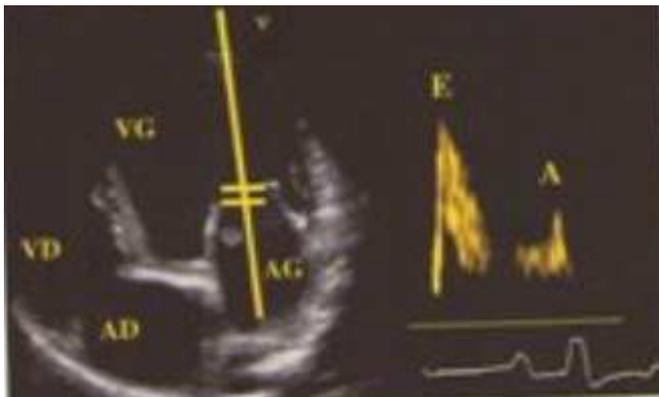


Figure 15 : Flux mitral normal au mode doppler pulsé.
La courbe est positive définissant deux ondes E puis A fine et de faible amplitude
(*Chetboul et Al 2005*)

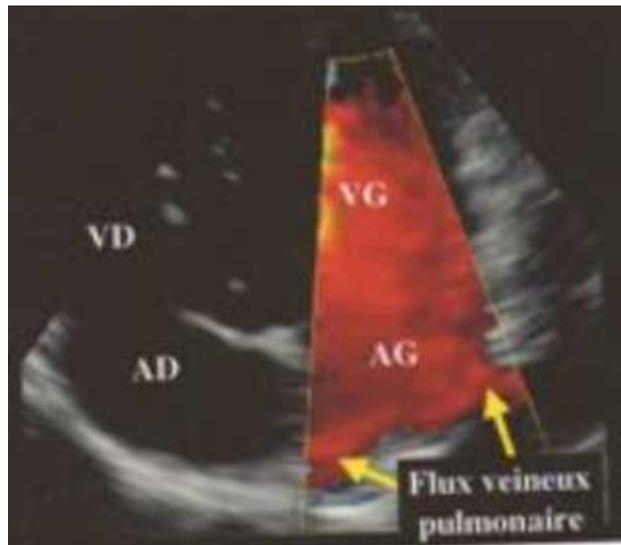


Figure 16 : Doppler couleur : codage couleur du flux diastolique d'éjection atriale à travers les valvules mitrales. (*Chetboul et Al 2005*)

II.1.2 Flux tricuspideen

Comme pour le flux mitral le flux tricuspideen est enregistré par voie parasternal gauche, et la courbe spectral et de même morphologie c'est-à-dire ; positive, biphasique mais avec des valeurs moins élevées pour l'onde E et l'onde A (Figure 16)

En doppler couleur le flux tricuspideen est coloré en rouge tout comme le flux mitral (Figure 17)

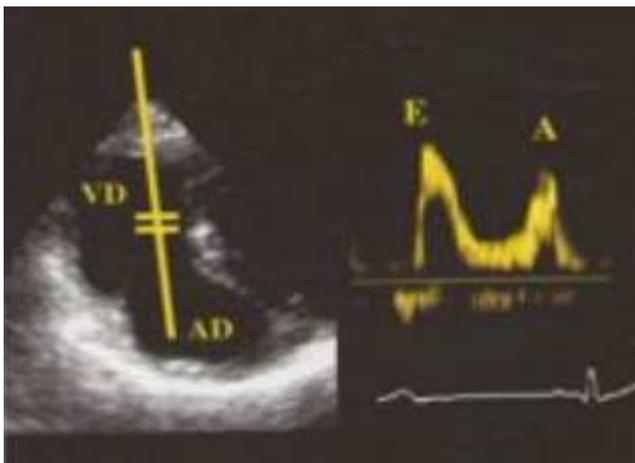


Figure 17 : flux tricuspideen normal enregistré au mode doppler pulsé (*Chetboul et Al 2005*)

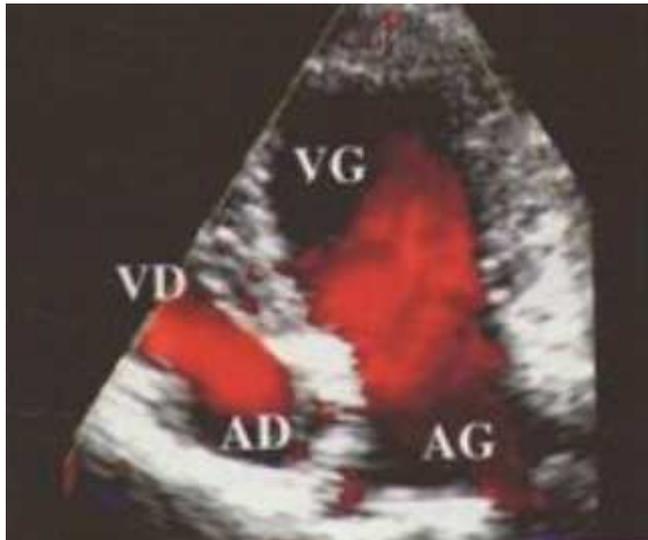


Figure 18 : Doppler couleur : codage des deux flux diastoliques d'éjection atriale à travers les valves mitrales et tricuspide. (*Chetboul et Al 2005*)

II.2 Flux artériels

II.2.1 Flux aortique

La vitesse du flux aortique (VAo) est obtenue par voie parasternale gauche. En mode Doppler pulsé, la courbe du flux aortique systolique est négative monophasique avec une descente et montée rapide (Figure 18). En mode Doppler couleur, le flux aortique systolique est coloré en bleu car il est rétrograde.

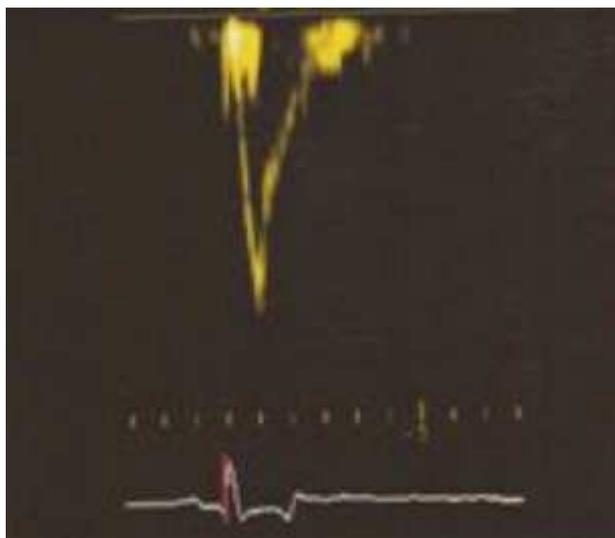


Figure 19 : Flux aortique normal enregistré au mode doppler pulsé (*Chetboul et Al 2005*)

II.2.2 : Flux pulmonaire

La vitesse du flux pulmonaire (VTp), est obtenue par voie parasternale gauche ou droite. Il s'agit des coupes petit axe crânial gauche ou petit axe transaortique droit. Le flux pulmonaire est rétrograde, la courbe spectrale des vitesses est négative, monophasique (Figure 19). Les vitesses s'annulent en diastole chez le chien, la vitesse maximale de flux transpulmonaire a la particularité chez ce dernier de varier parfois avec le cycle respiratoire (lorsque l'animal halète)

En mode doppler couleur le flux est coloré en bleu car il est rétrograde, il se dirige de la chambre de chasse du ventricule droit vers le tronc pulmonaire (Figure 20)

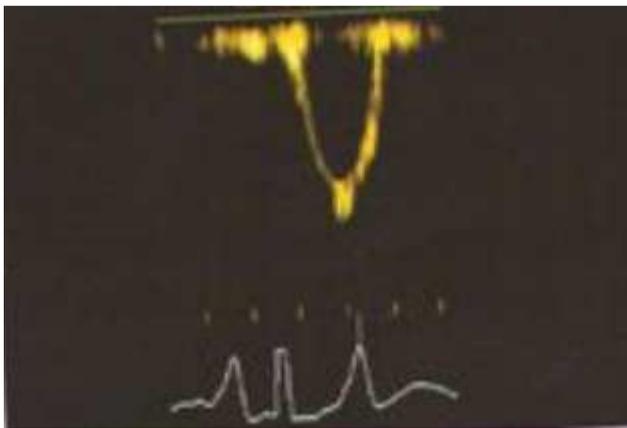


Figure 20 : Flux pulmonaire normal enregistré au mode doppler pulsé (*Chetboul et Al 2005*)



Figure 21 : Flux pulmonaire normal enregistré en mode doppler couleur (coupe transaortique modifiée, voir parasternal droite) (*Chetboul et Al 2005*)

III Indications de l'écho-Doppler cardiaque :

L'échographie Doppler est utilisée dans le diagnostic des pathologies des vaisseaux et du cœur.

Cœur : cardiopathies congénitales, les cardiopathies acquises et les affections systémiques ayant un retentissement cardiaque.

Artères : sténoses, thromboses (athérosclérose), anévrismes, claudication intermittente, ischémie aiguë.

Veines : thromboses veineuses profondes, varices.

L'échographie Doppler est souvent un examen de première intention. En effet, il est relativement peu coûteux et il possède une grande sensibilité, en particulier pour le diagnostic des thromboses veineuses profondes.

Cependant il est parfois nécessaire d'effectuer des examens plus approfondis pour préciser le diagnostic comme des angiographies.

III.1 Cardiopathies congénitales :

Les cardiopathies congénitales désignent les différentes malformations cardio-vasculaires présentes chez un individu au moment de la naissance.

Trois grands groupes de cardiopathies congénitales sont différenciés selon des critères anatomo-pathologiques : les malformations valvulaires, les shunts et, les anomalies péricardiques.

III.1.1 Anomalies valvulaires :

_ Sténoses et insuffisances artérielles :

Sténose aortique

Sténose pulmonaire

Insuffisances sigmoïdiennes

_Dysplasies des valvules :

Dysplasie mitrale

Dysplasie tricuspide

III.1.2 Shunts :

_Persistance du canal artériel (PCA)

_Communication interventriculaire (CIV)

_Communication interatriale (CIA)

_Canal atrio-ventriculaire

III.1.3 Anomalies péricardiques

III.2 Cardiopathies acquises :

Les cardiopathies acquises regroupent :

III.2.1 Valvulopathies :

_Endocardioses

_Endocardite infectieuse

III.2.2 Affections myocardiques :

_Myocardopathies hypertrophiques

_Myocardopathies restrictives

_Myocardopathies intermédiaires

III.2.3 Affections péricardiques :

_Péricardites sèches

_Épanchements péricardiques

III.2.4 Masses cardiaques :

_Tumeurs cardiaques

_Parasites

_Thrombus

III.2.5 Cœur pulmonaire

III.3 Affections systémiques ayant un retentissement cardiaque :

L'examen échocardiographique peut parfois révéler des anomalies dues non pas à une cardiopathie mais liées à une affection systémique.

III.3.1 Dysendocrinies :

_Hyperthyroïdie

_Hypothyroïdie

_Hyperparathyroïdie

_Hypocorticisme

III.3.2 Hypertension artérielle systémique

IV Avantages et inconvénients

L'examen Doppler est un examen sans danger, avec une bonne innocuité, qui ne provoque ni allergies ni contre indications. Il est indolore, et peut être répété sans problème.

C'est une des seules techniques d'imagerie en temps réel. Elle permet une grande précision diagnostic, et permet d'utiliser plusieurs modalités pour préciser une anomalie.

Lorsque l'échogénicité le permet, l'échographie Doppler possède dans certains cas une

résolution spatiale supérieure au scanner et à l'IRM.

Cependant l'examen Doppler contient quelques inconvénients. L'image manque parfois de netteté, pouvant être parfois inexploitable. C'est le problème de l'échogénicité faible en particulier en cas d'obésité. Les mesures et la qualité des images dépendent beaucoup de la position de la sonde et donc de l'habileté de la compétence de l'examineur.

Le prix élevé de l'appareil. L'examen en lui-même est de faible cout, mais l'acquisition de l'appareil reste un investissement conséquent.

Conclusion

Notre étude révèle que l'examen d'écho-Doppler cardiaque, est un examen facilement réalisable, ses avantages sont évidents : examen non invasif, donc pouvant être réitéré, technique d'imagerie en temps réel et il existe des appareils portables, donc compatibles avec l'exercice sur le terrain.

Malheureusement le coût de l'appareil freine son développement en médecine vétérinaire en Algérie, et rend les outils d'évaluation cardiovasculaire qu'elle propose peu abordable.

L'écho-Doppler permet de déceler plusieurs cardiopathies difficilement détectables à l'auscultation, ce qui rend son utilisation très intéressante et parfois même indispensable.

Nous avons tenté dans le cadre de ce travail, de nous initier au fonctionnement de l'écho-Doppler, de son utilisation et d'encourager ainsi la formation des futurs vétérinaires à cette méthode d'investigation.

A l'évidence notre contribution ne peut être que modeste. Nous espérons qu'elle suscitera des remarques et des orientations.

ANONYME, 1967 : Le dictionnaire de la médecine. Pages 46 à 53

ANONYME, 2003, Unité de Médecine & Physiologie Spatiales « CHU Tours »

Le monde des ultrasons

“Cours d’ultrasons”

Adresse URL : <http://umps.med.univ-tours.fr/coursUS.html>

ANONYME, 2008 : Larousse médicale

Adresse URL : <http://www.larousse.fr/encyclopedie/medical/%C3%A9chocardiographie./12672>

BARONE R., 1996 : Anatomie comparée des mammifères domestiques (Tome 5)

Angiologie. Pages : 293 à 295

BARTHEZ P., 2006 : L’image ultrasonore, bases technique et matériel.

Adresse URL : <http://www2.vet-lyon.fr/ens/imagerie/D1/11.Echo1/E1-notes.html>

BERNARD Y., 2008 : cours d’échocardiographie doppler

Adresse URL : <http://www.besancon-cardio.org/cours/05-echodopp.php>

CHETBOUL C ET AL., 2005 : Echographie et Doppler du chien et du chat (thorax abdomen œil système nerveux) ,pages : 3 à 146

COHEN A., BELMATOUN, 2002 : Cœur et médecine interne.

Adresse URL : <http://books.google.dz/books?id=nhZNAS3OgdsC&printsec=frontcover>

COLLIN B., 2006 : Anatomie du chien. , Pages : 291-296

DOMART A., BOURNEUF J., 1981 : Le nouveau Larousse médicale pages 62 à 70

EDMUND KENNETH KERUT ET AL., 2004:

« Handbook of echo-Doppler interpretation » page: 7

GARIN E., 2007 Service de médecine nucléaire, Centre Eugène Marquis.

« Base physique des ultrasons »

Adresse URL : <http://medapod.univ-rennes1.fr/medcast1/wp-content/uploads/bases-physiques-ultra-sons.pdf>

KOLB E., 1975 : Physiologie des animaux domestiques. Pages : 428 à 429

LE MASNE DE CHERMONT E., 2005 : Service de radiologie polyvalente diagnostique et interventionnelle, Hôpital Pitié-Salpêtrière, Paris

« Echographie Doppler »

Adresse URL :

<http://www.chups.jussieu.fr/polys/radiologie/imagerie/echodopplerchermont1/d1echodopplerchermont2005.html>

MARCY N., 2006 « Les applications de l'échocardiographie doppler sur la sténose sous aortique du chien ». Thèse pour obtenir le grade de Docteur Vétérinaire.

Adresse URL : http://www3.vet-lyon.fr/bib/fondoc/th_sout/dl.php?file=2006lyon031.pdf

MARTINEZ Pascale S., 2002 « Détermination du débit cardiaque par échographie Doppler : Etude chez le chien sain ». Thèse pour obtenir le grade de Docteur Vétérinaire.

Adresse URL : http://oatao.univ-toulouse.fr/929/1/jan_929.PDF

MOUGEOLLE C ., 2007 : principe de l'écho doppler

Adresse URL : http://christian.mougeolle.free.fr/doppler/doppler_principe.htm

MYERSK. , CLOUGH A . , 2007: Comprendre l'écho-Doppler vasculaire.

Adresse URL : <http://books.google.fr/books?id=3yRlMaTO-QC&printsec=frontcover>

OUHAYOUN E., 1996 : Application de l'effet doppler a l'imagerie ultrasonore
. Service de Médecine Nucléaire. CHU Purpan. Médecine Nucléaire - Toulouse.

PLAINFOSSE C., MAINADRI C., MORETTI J-L ., 1997 : L'écho-doppler couleur en
pratique viscéral et périphérique.

Adresse URL :

http://books.google.fr/books?id=okpdnSQrjLAC&printsec=frontcover&source=gbs_navlinks_s

QUIÑONES ET AL., 2002: Journal of the American Society of Echocardiography
« Recommendations for Quantification of Doppler Echocardiography »

Adresse URL : <http://www.mdconsult.com/das/article/body/144937592->

[2/jorg=journal&source=&sp=12257412&sid=0/N/267737/1.html?issn=08947317](http://www.mdconsult.com/das/article/body/144937592-2/jorg=journal&source=&sp=12257412&sid=0/N/267737/1.html?issn=08947317)

L'échographie Doppler est une technique d'examen encore peu utilisée en médecine vétérinaire en Algérie. C'est pourtant une méthode d'investigation de référence pour l'exploration des affections cardiaques.

Cette étude a porté sur l'écho-Doppler cardiaque chez le chien, à savoir son mode de fonctionnement, sa méthode d'utilisation et sur les différentes images obtenues chez un chien dit sain.

The Doppler ultrasound exam technique is not widely used in veterinary medicine in Algeria. It is a method of investigation of reference for exploration of cardiac ailments. This study focused on cardiac echo-Doppler in the dog, its mode of operation, its method of use and the different images obtained from a healthy dog.

الامتحان دوبلر تقنية الموجات فوق الصوتية لا يستخدم على نطاق واسع في الطب البيطري في الجزائر. إنها وسيلة لتحقيق مرجعية لاستكشاف امراض القلب

وركزت هذه الدراسة على القلب بالصدى دوبلر عند الكلب ، وطريقة عملها و استخدامها و مختلف صور المتحصل عليها عند الكلب السليم.