

977THV-1



REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOC

977THV-1

MINISTÈRE DE L'ENSEIGNEMENT SUPÉRIEUR ET DE LA RECHERCHE SCIENTIFIQUE

UNIVERSITE SAAD DAHLEB BLIDA

INSTITUT DES SCIENCES VÉTÉRINAIRES

MÉMOIRE :

En vue de l'obtention du diplôme de

DOCTEUR VÉTÉRINAIRE

Thème:

# Principes physiques de l'échographie Doppler

Présenté Par :

SEBAA IMEN

Devant le Jury :

Président

SALHLO Maitre Assistant ISV Blida

Examineur

NELABDI.G Maitre Assistant ISV Blida

Promoteur

BESBACI .M Maitre Assistant ISV Blida

Année : 2014 / 2015

# Remerciements

A Monsieur le Docteur Salhi. ©

Qui nous a fait l'honneur d'accepter de présider notre jury de thèse,  
Qu'il daigne agréer l'expression de nos hommages respectueux.

A Monsieur le Docteur Nelalidi. ©

Qui nous a fait l'honneur de faire partie de notre jury de thèse, Sincères  
remerciements.

A Monsieur le Docteur Bestaci. M

Pour nous avoir encadré et soutenu dans la réalisation de ce travail,  
puissiez-vous trouver ici l'expression de notre profonde gratitude ainsi que nos  
sincères vœux de réussite dans l'accomplissement de vos fonctions pour notre  
Université.

# *Dédicace*

*A ma Mère.*

*Qui m'avez tant apporté.*

*Je vous remercie de m'avoir soutenu et aidé depuis toujours.*

*Je vous aime tant !!*

*A ma petite fille Rauwen*

*Je dédie également ce travail à ma soeur Halla*

## **Résumé :**

L'échocardiographie-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.

Le principe de l'échocardiographie-doppler repose sur l'usage des ultrasons.

Il s'agit d'une méthode d'investigation non invasive, non traumatique et indolore. Elle peut être pratiquée à tout âge, y compris chez le nouveau-né et le prématuré de très faible poids. Elle peut être répétée et ne connaît aucune contre-indication, tout au moins pour l'échographie transthoracique. Elle n'a pas, à ce jour, d'effets secondaires connus.

L'échographie Doppler est un examen non invasif, c'est-à-dire qui ne nécessite pas d'effraction de la barrière que constitue le péricarde. Cela permet d'éviter les risques d'infections.

**Mots clés :** échographie Doppler, électrocardiogramme, ultrason, échocardiographie.



## Summary :

The Doppler echocardiography is a technique constantly evolving for nearly thirty years; she became the first means of investigation in Cardiology after the electrocardiogram.

The principle of Doppler echocardiography is based on the use of ultrasound.

This is a noninvasive method of investigation, painless and non-traumatic. It can be practiced at any age, including in the new-born and premature very low weight. It can be repeated and knows no cons-indication, at least for transthoracic echocardiography. She has not, to date, known side effects.

Doppler ultrasound is a non-invasive, that is to say which does not require a break in the barrier that is lapeau. This avoids the risk of infection.

Keywords: Doppler ultrasound, electrocardiogram, ultrasound, echocardiography.

## Liste des Abréviations

- AC** : Aire colorée
- BD = 2D** : Bidimensionnel
- C** : Vitesse de propagation des ultrasons dans les tissus mous (1540 m/s)
- D** : Vitesse minimale diastolique
- E2** : Oestradiol-17 $\beta$
- f<sub>0</sub>** : Fréquence émise
- FSI**: Full spectrum imaging
- FSL** : Flux sanguin lutéale
- Hz** : Hertz
- IP** : Index de Pulsatilité
- IR** : Index de résistivité
- MHz**: Mégahertz
- OPU**: Ovum pick-up
- p** : Niveau de significativité pour les probabilités critiques
- PLSD**: Protected Least Sig difference
- PRF** : Fréquence de répétition des pulses
- r** : Coefficient de corrélation de Pearson
- S** : Vitesse maximale systolique
- SRF** : Speckle reduction filter
- TM** : Temps-mouvement
- V** : Vitesse du flux sanguine
- $\Delta f$** : Variation de fréquence en Hertz

## Liste des Figures

<b>Figure 01 :</b>	Longueur d'onde ( $\lambda$ ) (Penninck et Cuvelliez 1985)	1
<b>Figure 02 :</b>	La réflexion et la réfraction de l'onde ultrasonore incidente (Boon, 1998)	3
<b>Figure 03 :</b>	Les différents types de réflexion des échos (Ginther, 1986)	4
<b>Figure 04 :</b>	Illustration du Mode A (Block.2004)	7
<b>Figure 05 :</b>	Illustration du Mode B (Barthez, 2002)	7
<b>Figure 06 :</b>	Mode BD (Barthez, 2002)	8
<b>Figure 07 :</b>	Illustration du Mode TM (Block.2004)	9
<b>Figure 08 :</b>	Sonde linéaire ( <a href="http://reprology.com">http://reprology.com</a> )	10
<b>Figure 09 :</b>	Sonde sectorielle ( <a href="http://reprology.com">http://reprology.com</a> ).	11
<b>Figure 10 :</b>	Photo et Représentation schématique de l'artéfact réverbération (Barthez, 2002)	12
<b>Figure 11 :</b>	Photo et Représentation schématique du renforcement postérieur (Barthez 2002)	13
<b>Figure 12 :</b>	Photo et Représentation schématique du cône d'ombr (Barthez 2002)	14
<b>Figure 13 :</b>	Photo et Représentation schématique de l'image en miroir (Barthez 2002)	14
<b>Figure 14 :</b>	Illustration de l'effet Doppler. (Boon, 1998).	17
<b>Figure 15 :</b>	Illustration de la fréquence Doppler (Ginther et Matthew, 2004).	18
<b>Figure 16 :</b>	Illustration de l'angle $\theta$ (d'après Ginther et Matthew, 2004)	19
<b>Figure 17 :</b>	Flux laminaire et flux turbulent (Chetboul et al., 1999)	20
<b>Figure 18 :</b>	Représentation schématique du fonctionnement d'un système d'échographie Doppler pulsé pour la production d'un spectre de vitesses (Ginther et Matthew, 2004).	21
<b>Figure 19 :</b>	Image échographique illustrant la « porte Doppler » (DesCôteaux et al., 2005)	22
<b>Figure 20 :</b>	Schématisation du Doppler couleur (d'après Ginther et Matthew, 2004).	24
<b>Figure 21 :</b>	Représentation schématique du fonctionnement d'un système d'échographie Doppler couleur pour la production d'une image combinant les modes 2D et couleur (Ginther et Matthew, 2004)	24
<b>Figure 22 :</b>	Deux images échographiques de corps jaune observés à l'aide d'un mode Doppler couleur (droite) et d'un mode Doppler puissance (gauche)	25
<b>Figure 23 :</b>	Image échographique montrant un artéfact dû au mouvement de l'animal : taches bleues dispersées sur la gauche de l'image.	26
<b>Figure 24 :</b>	Image échographique Doppler montrant un artéfact dû au péristaltisme intestinal	27
<b>Figure 25 :</b>	Représentation de l'effet « aliasing » et résolution de l'artéfact par l'augmentation de la PRF (Ginther et Matthew, 2004).	28
<b>Figure 26 :</b>	Artéfacts d'image-miroir (flèches jaunes)	29
<b>Figure 27 :</b>	Méthode de calcul des index de résistance et de pulsatilité (Luc Des Côteaux et al, 2005)	31
<b>Figure 28 :</b>	Extraction des aires colorées à partir d'une image échographique obtenue au Doppler couleur (Ginther et Matthew, 2004)	32

## Liste des Tableaux

<b>Tableau 01 :</b>	Vitesse de propagation des sons dans les différents tissus (Nyland et al., 1995)	2
<b>Tableau 02 :</b>	Impédance acoustique de différents milieux (Chetboul, 1999).	4
<b>Tableau 03 :</b>	Relation entre profondeur d'exploration et fréquence de la sonde (Carniel 1987)	5
<b>Tableau 04 :</b>	Fréquence des sondes en fonction des indications en reproduction chez les bovins ( <a href="http://reprology.com">http://reprology.com</a> ).	4



## Introduction:

L'écho doppler est actuellement une technique irremplaçable en Cardiologie. Plus que pour d'autres techniques, la qualité et la fiabilité des renseignements qu'elle fournit sont très dépendantes de la qualité de l'appareillage utilisé et surtout de l'expérience de l'opérateur. L'écho doppler cardiaque doit être effectué par un cardiologue connaissant parfaitement la pathologie en cause, et qui pratique un examen orienté par les données cliniques et paracliniques. Au cours des dernières années, le développement des nouvelles techniques, qui ne cesse de progresser, a été considérable et a rendu l'examen de plus en plus performant pour le diagnostic de la plupart des pathologies cardiaques. L'échographie Doppler est un examen médical échographique en deux dimensions non invasif qui permet d'explorer les flux sanguins intracardiaques et intravasculaires. Elle est basée sur un phénomène physique des ultrasons : l'effet Doppler. Elle est aussi appelée écho Doppler.

L'échographie est l'exploration complémentaire de choix pour le dépistage, le diagnostic et la surveillance des anomalies de la croissance foetale qui constituent une pathologie obstétricale fréquente. Sa fiabilité repose d'abord sur une biométrie de datation au premier trimestre et de trophicité au deuxième et au troisième trimestre : si la technique de mesure doit être extrêmement rigoureuse, et les valeurs obtenues reportées sur une courbe de référence, l'interprétation sera toujours très nuancée, en fonction du contexte clinique et para-clinique : en effet, durant la grossesse, il n'y a que des suspicions d'hypotrophie foetale et nous ne possédons pas de " balance à foetus " Ensuite, l'étude morphologique complète du foetus et de ses annexes sera associée à l'étude fonctionnelle du foetus évaluée par le doppler foetal essentiellement, plus accessoirement par les scores de vitalité foetale, pour apporter des éléments étiologiques et pronostics nécessaires à la prise en charge (et l'éventuelle décision de naissance prématurée) de ces foetus hypotrophes

De plus, cet examen est indolore et atraumatique, les ultrasons étant sans danger pour les tissus. Il peut donc être répété autant de fois que nécessaire.

Toutefois, comme pour toute exploration ultrasonore fœtale, l'échographie Doppler doit être réalisée avec les réglages appropriés tenant compte de la puissance acoustique émise afin d'éviter le risque de lésions fœtales potentielles. Les impacts d'une utilisation très prolongée sont méconnus. Enfin il n'existe aucune contre-indication à cet examen; il peut être pratiqué sur des femmes enceintes ou des enfants en bas âge.

Ses indications sont donc larges. Son usage a fait diminuer les indications de cathétérisme, notamment dans le domaine des valvulopathies et des cardiopathies congénitales.

Nous presentons dans ce projet de fin d'étude les principes physiques de l'échographie ordinaire afin de passer aux principes de l'échographie Doppler qui peuvent être indispensables pour un vétérinaire qui pratique l'échographie. L'échographie Doppler peut être d'une utilité importante lors des examens génécologiques des animaux à titre d'exemple nous pourrions avec facilité faire la différence entre un follicule ovarien et un vaisseau sanguin.

**PARTIE**  
**BIBLIOGRAPHIQUE**



**Premier**

**Chapitre**

# **Principes de l'image Ultrasonor**

## I. Bases physiques et techniques :

### Les ondes ultrasonores

Les ondes ultrasonores possèdent des propriétés voisines de celles des ondes sonores. Par définition, les ultrasons ont une fréquence supérieure à 20 000 Hertz (Hz), ils sont donc inaudibles pour l'Homme qui ne perçoit que des fréquences de 30 à 15 000 Hz. En échographie clinique vétérinaire, les fréquences utilisées oscillent entre 2 et 15 millions d'Hertz (2 et 15 MHz) (Valon et Legrand, 1981).

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. Ainsi, le son n'est pas transmis par le vide, contrairement aux rayons X (Barthez 2002).

L'onde sonore est caractérisée par les paramètres suivants :

#### 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 (Jaudon et al., 1991).

La nature de l'onde sonore (infrasons, sons, ultrasons, hypersons) est définie par sa fréquence. Seuls les sons, ayant une fréquence comprise entre 16 Hz et 18 kHz, sont audibles par l'oreille humaine (Moretti, 1982).

#### La longueur d'onde :

La longueur d'onde ( $\lambda$ ) d'un faisceau ultrasonore représente la distance entre deux ondes successives (Figure 01)

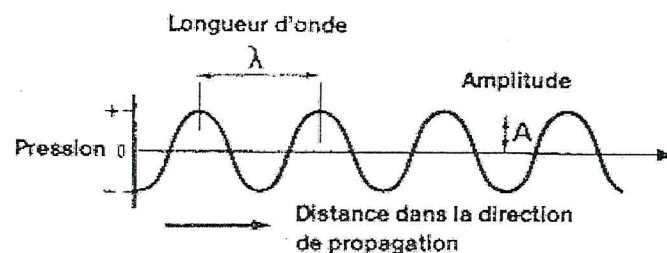


Figure 01: Longueur d'onde ( $\lambda$ ) (Penninck et Cuvelliez 1985).

**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 01). 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.

Tissus ou matériaux	Vitesse de propagation du son (m/s)
Air	331
Graisse	1450
Eau	1495
Tissu mou (moyenne)	1540
Cerveau	1541
Foie	1541
Rein	1549
Sang	1549
Muscle	1561

**Tableau 01: Vitesse de propagation des sons dans les différents tissus (Nyland et al., 1995)**

**I-1-4.L'intensité :**

L'intensité d'un ultrason correspond à la puissance du faisceau par unité de surface.

Elle est exprimée en watt par  $\text{cm}^2$  ( $\text{W}/\text{cm}^2$ ).

Pour le diagnostic échographique, l'appareil émet un faisceau d'ultrasons dont l'intensité varie entre 0,1 et 0,001  $\text{W}/\text{cm}^2$  (Legrand et Carlier, 1981).

## I.2. Formation des échos :

### La réflexion spéculaire :

Lorsque le faisceau d'ultrasons rencontre un obstacle (interface), il subit simultanément une réflexion et une réfraction (Figure 02). 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 (Carniel, 1987).

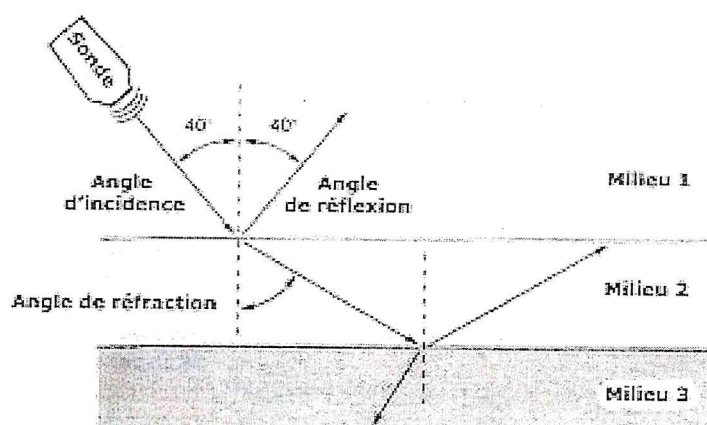


Figure 02 : La réflexion et la réfraction de l'onde ultrasonore incidente (Boon, 1998)

Lors de réflexion spéculaire, encore appelée réflexion de type miroir, deux cas sont possibles (Carniel, 1987):

- 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,
- 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

### La réflexion non spéculaire :

La réflexion non spéculaire est également appelée diffusion (Legrand et Carlier 1981), dispersion des ultrasons (Barthez 2001) ou réflexion multidirectionnelle parlant (Jaudon et al., 1991).

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 (Ginther 1995).

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 03).

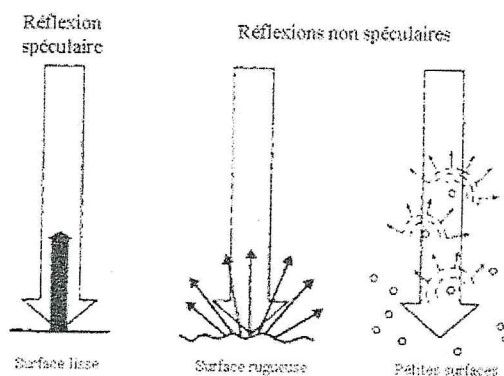


Figure 03 : Les différents types de réflexion des échos (Ginther, 1986)

### Impédance :

L'impédance acoustique est la mesure de la résistance à la propagation des ondes sonores.

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

Tableau 02: Impédance acoustique de différents milieux (Chetboul, 1999).

**I.3. Pénétration des ultrasons :**

La pénétration des ultrasons dans les tissus de l'organisme dépend de la fréquence de l'onde ultrasonore (Tableau 03). Plus la fréquence de la sonde est élevée, moins le faisceau d'ultrasons pénètre dans les tissus.

Fréquence de la sonde (MHz)	Profondeur d'exploration (cm)
2,5	29
3,5	22
5,0	14

**Tableau 03 : Relation entre profondeur d'exploration et fréquence de la sonde (Carniel 1987)**



## **II. Emission et réception des ultrasons**

Schématiquement, un échographe est composé d'une sonde et d'un oscilloscope capable de transcrire les images. Le principe de base de la formation de l'image échographique repose sur un phénomène physique appelé la transduction. La transduction correspond à la transformation d'une énergie en une énergie d'une autre nature. En échographie, le type de transduction utilisé est l'effet piézoélectrique, par lequel une énergie mécanique de type vibratoire est transformée en une énergie électrique (Penninck et Cuvellez, 1985).

Ainsi, la sonde comporte des cristaux piézoélectriques qui vibrent sous l'effet d'un courant de haut voltage et de courte durée et génèrent alors des ultrasons. Le cristal est alors émetteur d'ultrasons (Moretti, 1982).

Par ailleurs, ces cristaux sont capables de recevoir des ultrasons et de les transformer en courant électrique, visualisable après amplification sur l'écran d'un oscilloscope. C'est ce qui se produit entre deux stimulations électriques successives: le cristal est alors récepteur. L'échographie diagnostique repose sur le principe de l'écho pulse.

## **III. Modes de traitement des échos**

Ces modes correspondent à la façon dont sont traités les échos reçus. Il existe quatre modes de traitement des échos :

### **Mode A (Mode Amplitude)**

Il permet d'afficher l'amplitude du signal reçu par la sonde en fonction de la profondeur observée.

Les « pics » d'amplitude dépendent de l'intensité de l'onde réfléchie. Un faisceau unique de direction constante est utilisé (Figure 04).

Ce mode était utilisé en ophtalmologie, neurologie pédiatrique et en expertise des viandes pour mesurer (Mercier, 1989).

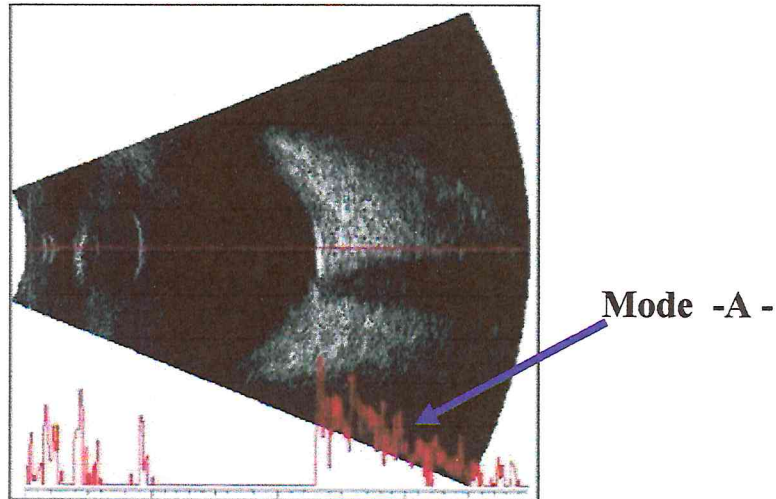


Figure 04: Illustration du Mode A (Block, 2004)

### 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 05). 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 et Cuvellez, 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.

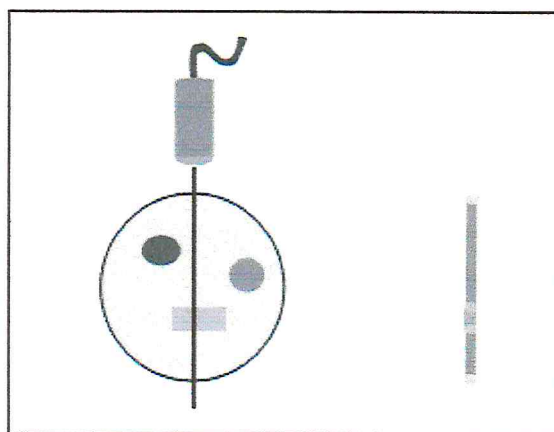


Figure 5: Illustration du Mode B (Barthez, 2002)

### 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 06), obtenue (Penninck et Cuvellez 1985 ; Jaudon et al., 1991)

- 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,
- Soit par excitation de proche en proche de nombreux cristaux disposés côte à côte en ligne droite : c'est le type électronique linéaire,
- 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 échographiques qui seront abordés plus loin.

L'échographie en mode bidimensionnel est de loin la plus employée actuellement.

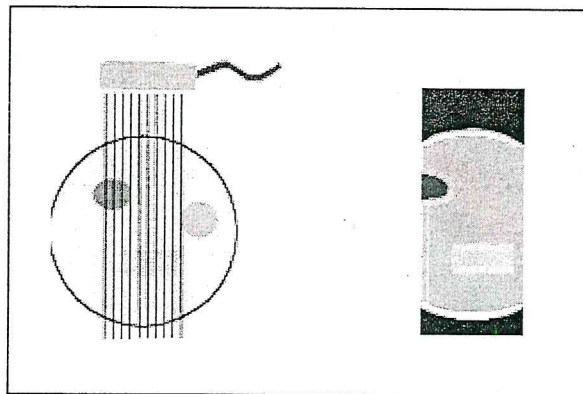


Figure 6: Mode BD (Barthez, 2002)

### Mode TM (Mode Temps Mouvement)

Le mode « mouvement ». Il permet à la sonde de recueillir les différentes intensités des ultrasons au cours du temps. Ce mode est uniquement utilisé en échocardiographie, pour observer les mouvements des différentes parois et valvules du cœur (Mai, 1999).

A l'écran, les structures en mouvement apparaissent comme des courbes ondulantes et des structures fixes comme des lignes horizontales (Figure 07).



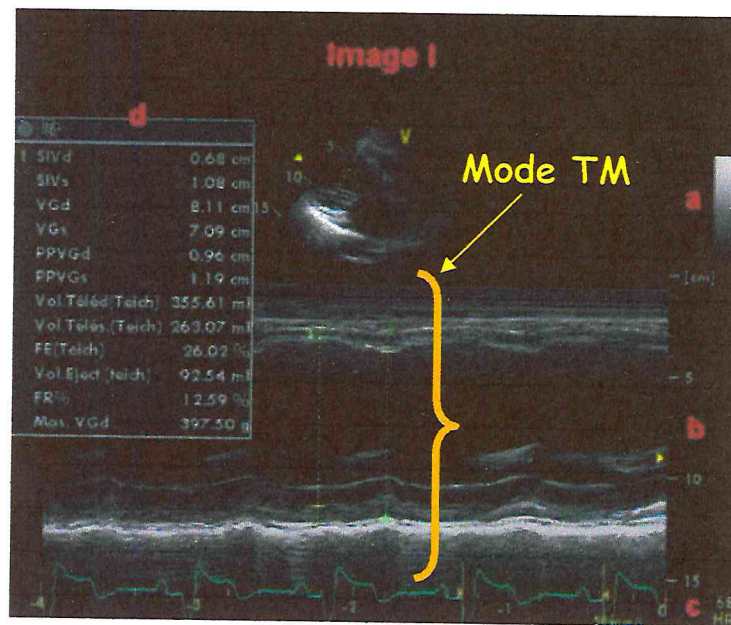


Figure 7: Illustration du Mode TM (Block, 2004)

#### IV. Choix de la fréquence des ultrasons

En médecine vétérinaire, les sondes de 3,5 MHz, 5 MHz et 7,5 MHz sont majoritairement utilisées. La pénétrance d'une sonde de 7,5 MHz n'est que de 4 à 5 cm, seules les structures proches de la sonde peuvent donc être examinées précisément (follicules, corps jaune, petits embryons). Une sonde de 5 MHz a une pénétrance de 8 à 10 cm, permettant de visualiser les ovaires, l'utérus et les éléments structuraux de début de gestation. La pénétrance de la sonde de 3,5 MHz est de 12 à 15 cm, elle permet d'examiner des gestations plus avancées et les états pathologiques de l'utérus tel que le pyomètre.

Lorsque la fréquence diminue, la pénétrance devient plus importante mais la résolution diminue, c'est-à-dire que pour distinguer deux structures, il faut que l'urdistance soit accrue (Piersonetal., 1988).

Indications	Fréquence conseillée en MHz
Diagnostic de gestation	5-6 ; 7,5
Gynécologie	5-6 ; 7,5
Sexage	5-6 ; 7,5
Ponction follicule ovarien	7,5
Suivi de gestation par voie externe transcutanée	3,5

Tableau 04 : Fréquence des sondes en fonction des indications en reproduction chez les bovins  
(<http://reprology.com>)

## V. Différents types de sondes :

### Sonde linéaire:

C'est une sonde électronique multicristaux. Ceux-ci sont alignés et stimulés en série. Elle permet un balayage permanent sur une longueur de 10cm ou plus. On obtient une image rectangulaire de bonne résolution, fine (Figure 08).

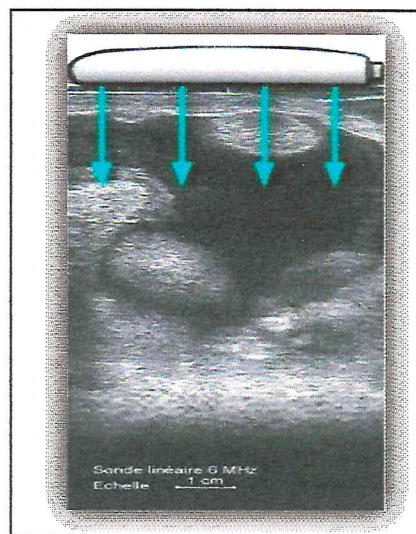


Figure 8 : Sonde linéaire (<http://reprology.com>).

## Sonde sectorielle

La sonde sectorielle ou rotative: c'est une sonde mécanique qui balaie un secteur de l'espace et comprend soit un seul cristal qui fait des mouvements oscillants, soit quelques cristaux en mouvement rotatif. La surface de contact est faible, l'image est triangulaire avec une perte d'information sur les premiers cm et sur les côtés à compenser en déplaçant la sonde (Figure 09). Son avantage réside dans le rapport entre la surface de contact balayée et le champ observé (Mialot et al., 1991).

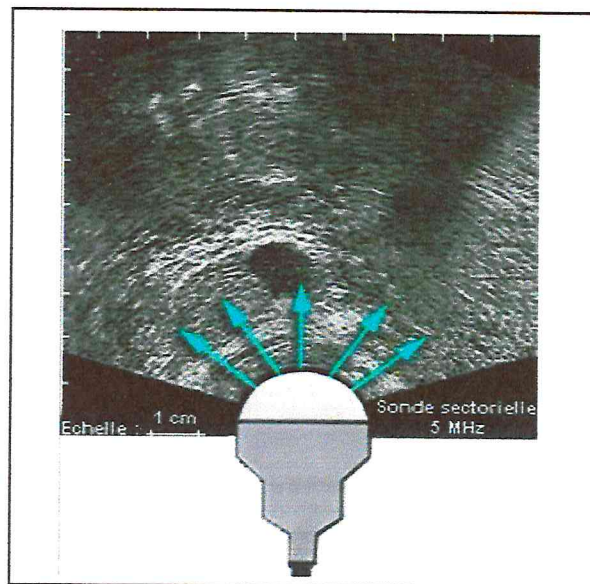


Figure 9 : Sonde sectorielle (<http://reprology.com>).

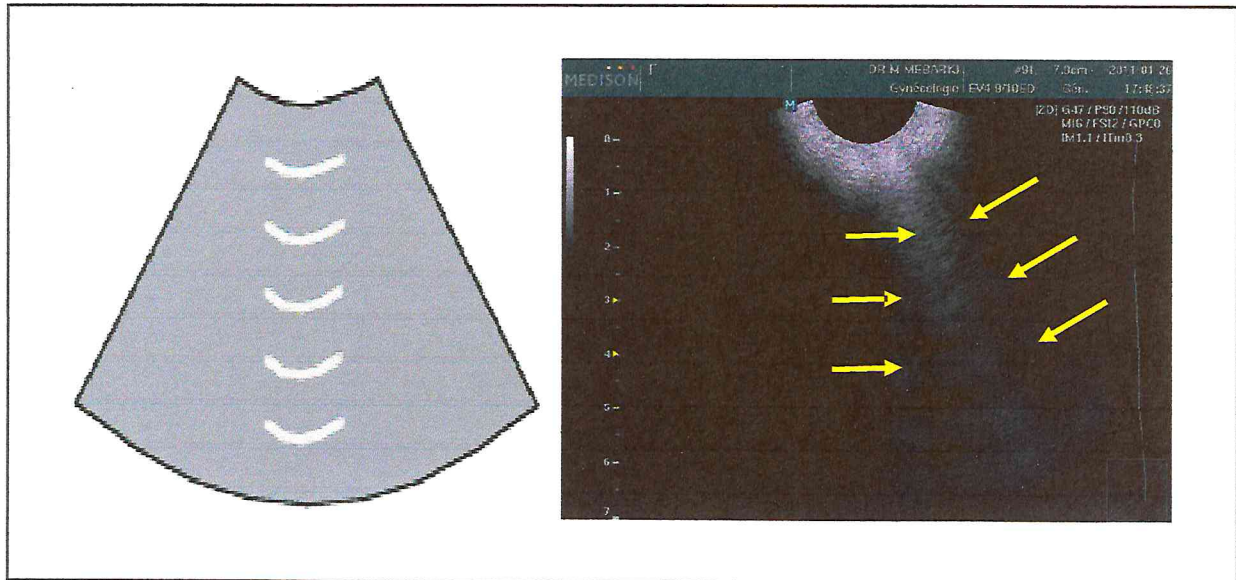
## VI. Artefacts :

### 1. La réverbération :

C'est l'artéfact le plus fréquent. Lorsque les échos rencontrent une interface très réfléchissante (tissu mou/air par exemple), ils sont presque tous réfléchis. Ceci peut se produire avec une structure digestive remplie de gaz, ou de manière artificielle, lorsque le contact sonde-muqueuse rectale est insuffisant et que l'air s'insinue dans cet espace.

Les ultrasons effectuent des allers-retours entre la sonde et l'interface réfléchissante: l'image obtenue est constituée de lignes échogènes parallèles dont seule la première correspond réellement à la surface échogène (Figure 10), les autres étant des échos issus de la réverbération (Maï, 1994).





**Figure 10 : Photo et Représentation schématique de l'artéfact réverbération (flèches jaunes) (Barthez, 2002).**

#### **Interférences :**

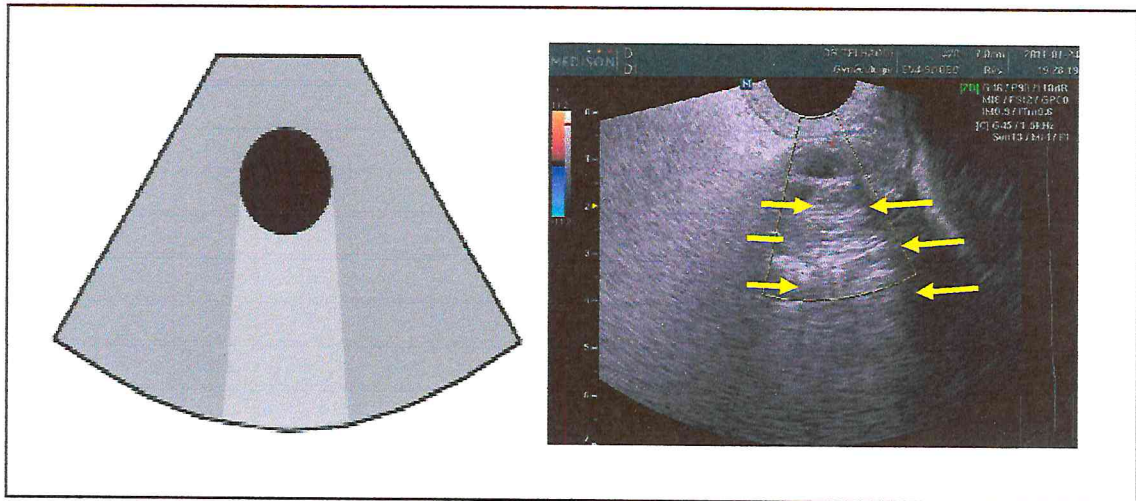
Il s'agit de lignes blanches verticales discontinues, provoquées par un mauvais réglage, ou encore par le dysfonctionnement simultané de plusieurs appareils sur une même ligne électrique.

#### **Renforcement postérieur :**

Lorsque les ultrasons traversent les liquides, ils ne rencontrent pas d'interface et ne sont pas réfléchis. Par conséquent, les ultrasons arrivant dans les tissus au-delà des structures liquidiennes n'ont pas subi d'atténuation, et font apparaître ces tissus comme hyperéchogènes par rapport aux tissus adjacents non précédés de liquides (photo 11). Ces artéfacts ne sont pas nuisibles, au contraire, ils permettent de faire la distinction entre une structure liquidienne (suivie d'un renforcement postérieur), et une structure simplement hypoéchogène (non suivie d'un renforcement postérieur).

De telles images peuvent être rencontrées lors d'échographie de kystes ou de follicules ovariens de gros diamètre (Ginther, 1986).





**Photo 11: photo et Représentation schématique du renforcement postérieur (flèches jaunes)  
(Barthez 2002)**

### Cône d'ombre acoustique

L'os comme l'air, est à l'origine d'interfaces très réfléchissantes; peu d'ondes sonores traversent les tissus situés en aval de ces interfaces. Il en résulte une image très échogène (os ou air), suivie d'une zone où pratiquement aucun écho n'est parvenu, apparaissant très noire (Photo 12).

Dans le cas de l'air, l'interface étant réfléchissante à 99%, il existe un phénomène de réverbération entre la sonde et l'interface donnant un cône d'ombre hétérogène, dit « sale ».

Dans le cas de l'os, l'interface est moins réfléchissante, il existe une certaine absorption des ultrasons, il n'y a quasiment pas de réverbération : le cône d'ombre est noir homogène, dit « propre » (Ginther, 1986 ; Mai, 1994).

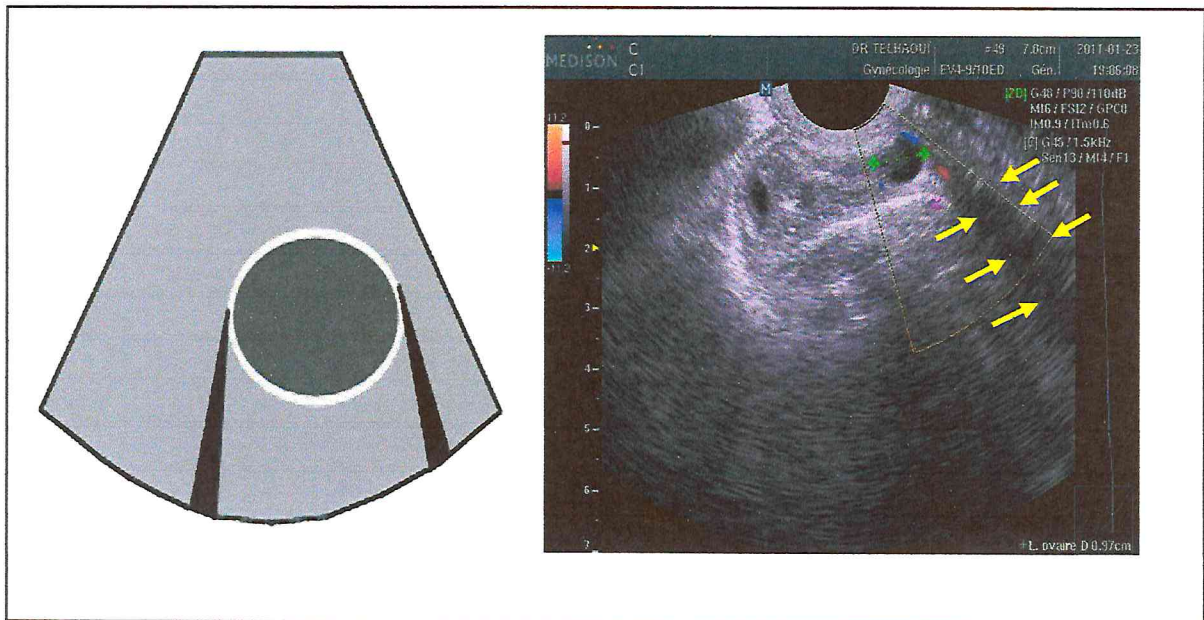


Photo 12: Photo et Représentation schématique du cône d'ombre (flèches jaunes)

(Barthez 2002).

### 5. L'image en miroir :

L'image en miroir correspond à l'apparition sur l'écran de deux images identiques, symétriques par rapport à une ligne très échogène (Photo13). Elle se produit souvent au niveau d'interfaces arrondies très réfléchissantes (Penninck 1995 ; Barthez 2002).

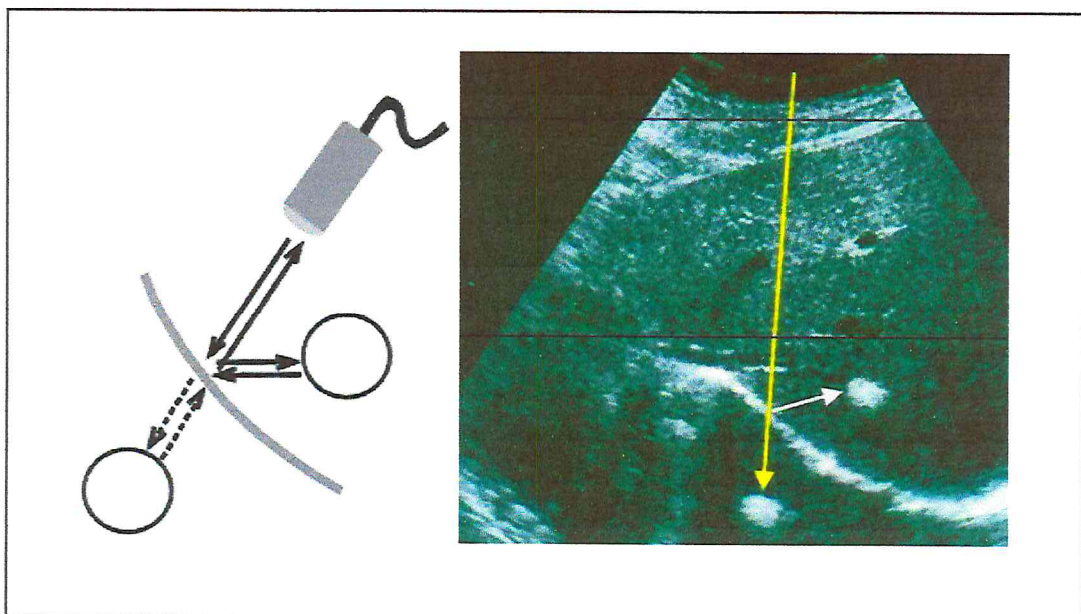


Photo13: Photo et Représentation schématique de l'image en miroir (Barthez 2002).

# Deuxième Chapitre

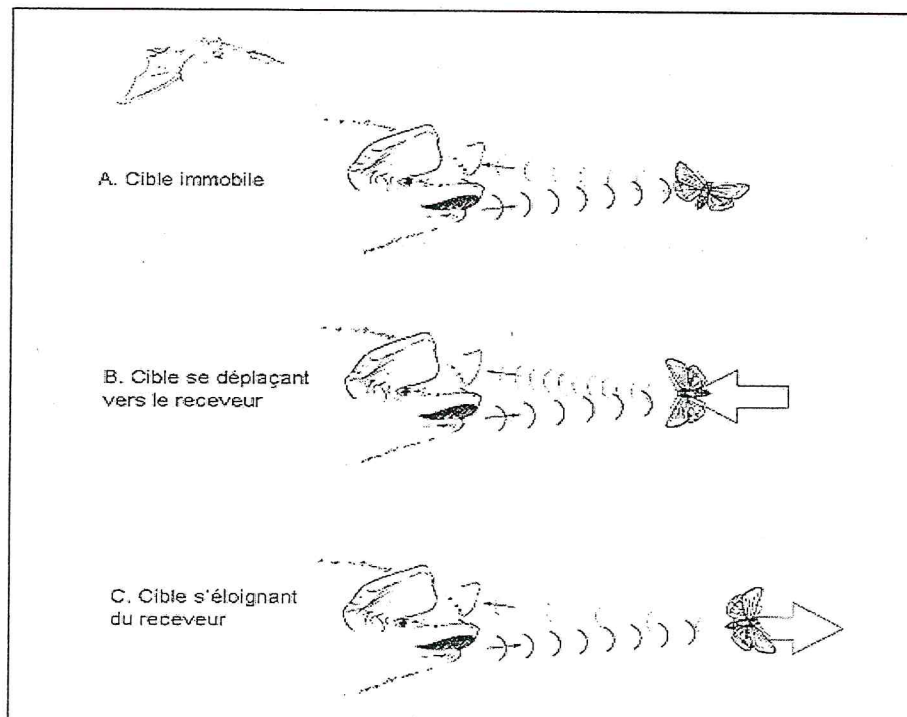
# **Principes De L'échographie Doppler**



**Principes physiques :**

L'effet Doppler a été décrit pour la première fois par Christian Johann Doppler (1803-1853). Il a montré que tout type d'onde (lumière, son...) change de longueur d'onde quand la position entre la source de l'onde et le récepteur d'onde change. Par exemple, quand un individu se déplace vers la source d'un son, le ton et la fréquence de ce son augmentent. A l'inverse, lorsqu'il s'éloigne de la source du son, la fréquence diminue. Le changement de fréquence entre le son transmis et le son reçu est l'effet Doppler.

La chauve-souris utilise l'effet Doppler pour rechercher ses proies (Figure 14). Ainsi, lorsque la chauve-souris (à la fois émetteur et récepteur d'ondes) et sa proie (surface de réflexion) sont immobiles, les longueurs d'ondes transmises et réfléchies sont identiques. Quand la proie se déplace vers la chauve-souris, les ondes sonores rencontrent plus souvent la proie, augmentant le nombre d'ondes réfléchies vers la chauve-souris (augmentation de la fréquence). Inversement, lorsque la proie s'éloigne de la source, le nombre d'ondes réfléchies vers la chauve-souris et la fréquence du signal diminuent (Boon, 1998).



**Figure 14 : Illustration de l'effet Doppler. (Boon, 1998)**

Le mode Doppler permet de visualiser et d'analyser le flux sanguin. Il nous donne des informations sur la direction (Figure 15), la vitesse, et les caractéristiques du flux sanguin.

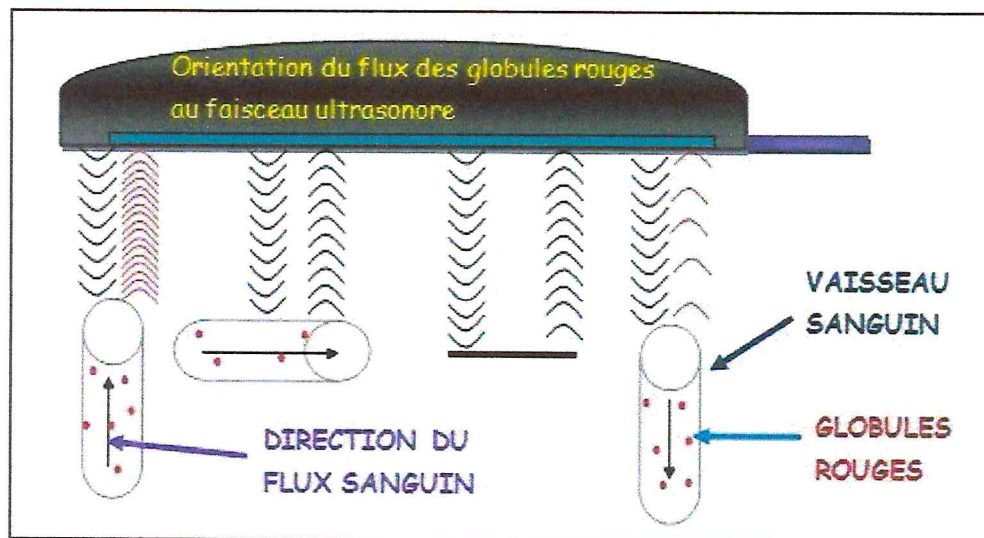


Figure 15 : Illustration de la fréquence Doppler (Ginther et Matthe

Dans le cas d'études de la vascularisation, l'émetteur et le récepteur final d'ultrasons est la sonde, la surface réfléchissante est le flux sanguin ou plus précisément les globules rouges présents dans le vaisseau étudié. La valeur de la variation de fréquence (encore appelée glissement de fréquence ou fréquence Doppler) est déterminée par la vitesse du flux sanguin, qui peut être calculée à l'aide de l'équation Doppler :

$$V = [C (+/- \Delta f)] / [2f_0 \cos \theta]$$

Où  $V$  est la vitesse du flux sanguin (m/sec),  $C$  la vitesse de propagation des ultrasons dans les tissus mous (1540 m/sec),  $+/-\Delta f$  la variation de fréquence (en Hz),  $f_0$  la fréquence émise et  $\cos \theta$  la fonction cosinus de l'angle entre le faisceau d'ultrasons et le vecteur du flux sanguin (Figure 16) (Reef, 1998).

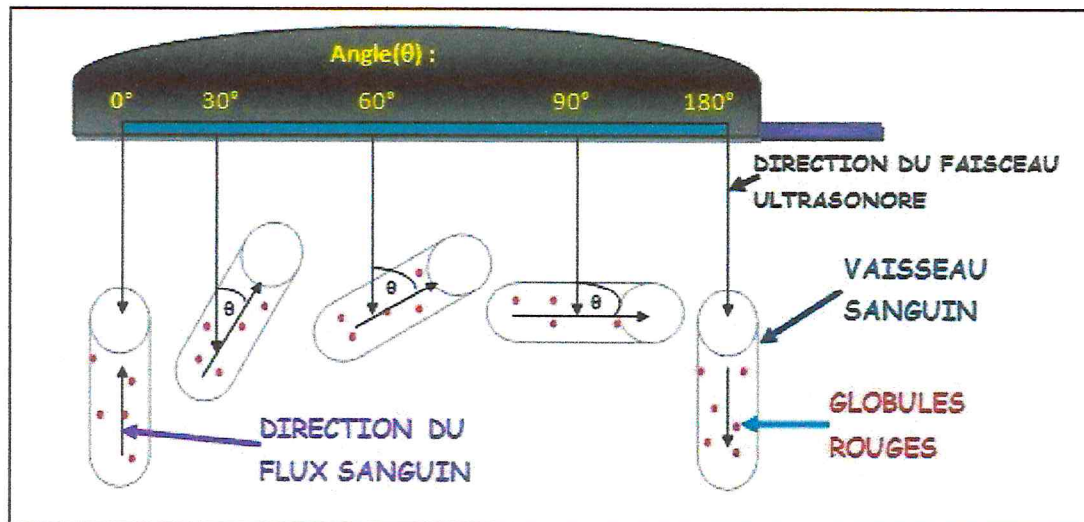


Figure 16 : Illustration de l'angle  $\theta$  (Ginther et Matthew, 2004)

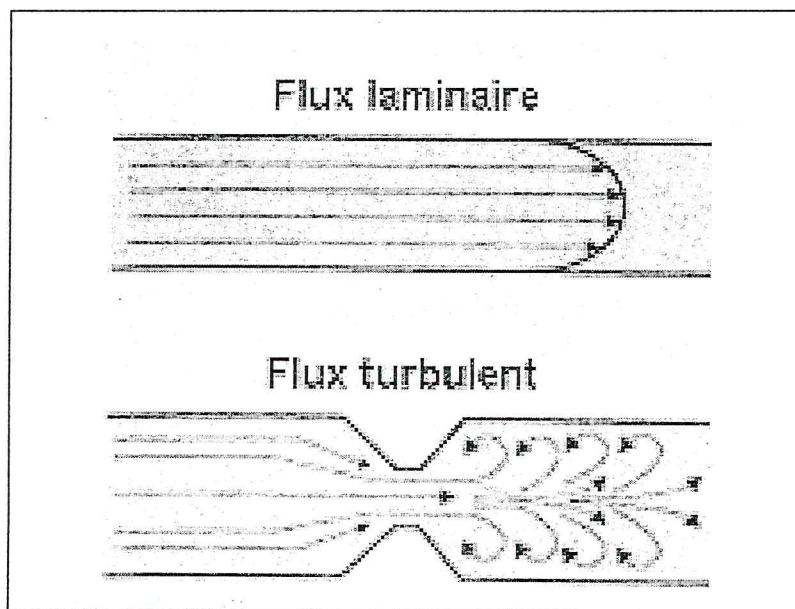
Par cette formule, il est aisé de comprendre que pour mesurer la vitesse maximale, le faisceau émis doit être parallèle au flux récepteur de telle sorte que  $\theta$  soit nul et son cosinus égal à 1. Plus  $\theta$  augmente, plus la vitesse du flux sanguin est sous estimée : un angle de  $20^\circ$  provoque ainsi un facteur d'erreur de 6% et un angle de  $35^\circ$  engendre une erreur de 18%. Ainsi, en pratique, l'angle  $\theta$  doit être compris entre 0 et  $20^\circ$ . Ceci différencie l'image Doppler de l'image échographique simple. En effet, pour obtenir les meilleures images en échographie classique, il est conseillé d'avoir un faisceau d'ultrasons arrivant perpendiculairement aux structures examinées. En mode Doppler en revanche, le faisceau d'ultrasons doit être le plus parallèle possible au flux sanguin pour en mesurer la vitesse maximale. Il est donc difficile d'obtenir simultanément une image échographique de bonne qualité associée au meilleur signal Doppler (Chetboul et al., 1999).

## II. Analyse del'effet Doppler

### II-1. Analyse auditive

Le signal Doppler peut être transformé en signal acoustique, car il se situe en zone audible entre 20 et 20 000 Hz. Ce signal est amplifié puis envoyé à un haut-parleur. La tonalité est douce pour un flux sanguin laminaire, au contraire rude et intense pour un flux turbulent (Figure 17) (sténose, fuite, shunt) (Chetboul et al., 1999).





**Figure 17 : Flux laminaire et flux turbulent. (Chetboul et al., 1999)**

Le signal acoustique est un excellent guide pour obtenir le meilleur spectre de vitesses (le plus clairement audible, correspondant à la vitesse maximale du flux sanguin). L'oreille humaine arrive à percevoir nettement les différences entre flux normal et anormal et cela sera plus aisé que de repérer des zones de turbulences sur un tracé (Reef, et al. 1998).

## II.2. Analyse graphique

Les différentes vitesses des flux sanguins peuvent être représentées sous forme de graphiques dans les modes Doppler continu et pulsé.

Deux modes de représentation graphique des vitesses :

- La représentation de la moyenne des vitesses du ou des flux sanguin (s) traversé (s) en fonction du temps. Ce mode de représentation est source d'erreur car en présence de deux flux inverses, la vitesse moyenne devient nulle et ne reflète donc pas la réalité hémodynamique. (Chetboul et al, 1999).
- La représentation du spectre de l'ensemble des vitesses sanguines en temps réel. Cette représentation est rendue possible par la technique de transformation rapide de Fourier. Le signal Doppler est ainsi transformé en un spectre de vitesses. Ces vitesses sont enregistrées sous forme de courbes selon leur valeur absolue (exprimée en m/sec)

et selon leur direction, de part et d'autre de la ligne du zéro (Figure 18). Un flux s'éloignant de la sonde (flux rétrograde) est par convention négatif, donc situé au dessous de la ligne du zéro. Inversement, un flux s'approchant de la sonde (antérograde) est positif, donc situé au dessus de la ligne du zéro. A l'analyse spectrale par transformation de Fourier, s'ajoute un codage en modulation de brillance: les vitesses les plus représentées sont les plus lumineuses et les plus brillantes (Chetboul et al., 1999; Ginther et Matthew, 2004).

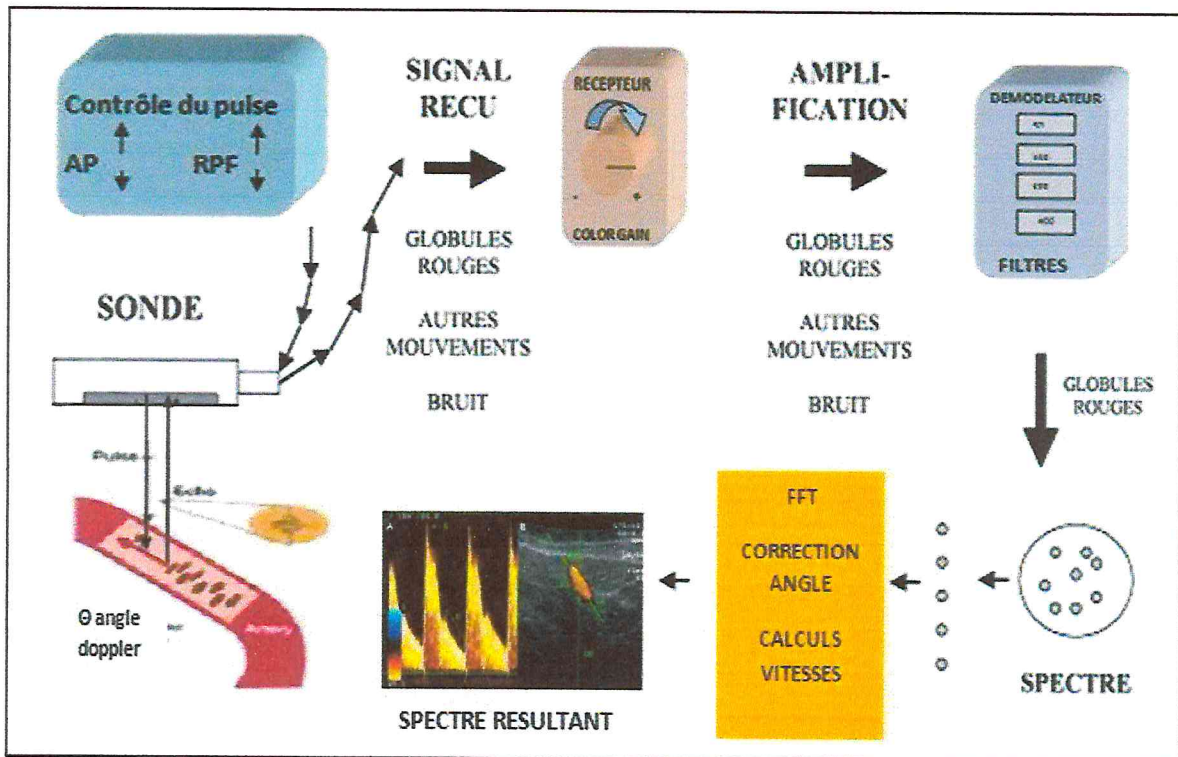


Figure 18 : Représentation schématique du fonctionnement d'un système d'échographie Doppler pulsé pour la production d'un spectre de vitesses (Ginther et Matthew, 2004)

### II-3. Analyse colorimétrique

Les signaux Doppler peuvent être codés en couleur. Conventionnellement, les instruments Doppler couleur sont codés de sorte que les flux laminaires antérogrades apparaissent en rouge et les flux laminaires rétrogrades en bleu. Les turbulences sont codées en vert. Le ton de la couleur est fortement influencé par la qualité du signal et la vitesse du flux : la brillance est proportionnelle à la valeur absolue de la vitesse. Cependant, sur la plupart des instruments, ces couleurs peuvent être changées selon les préférences de l'opérateur. Cette technique permet d'apprécier directement à l'écran la vascularisation d'un territoire (Chetboul et al., 1999; Ginther et Matthew, 2004).



### III. Les différents modes doppler

#### III.1 doppler pulsé

Dans ce mode, les ultrasons sont émis par pulses dans les tissus vers une profondeur déterminée. Les échos réfléchis provenant de cette profondeur sont reçus par la sonde avant l'émission du pulse suivant. En effet, la sonde utilisée comporte un seul cristal piézo-électrique à la fois émetteur et récepteur d'ultrasons. La fréquence de répétition des pulses ou PRF représente le nombre d'émissions-réceptions par seconde. La PRF est déterminée par la distance entre la sonde et le flux sanguin à analyser (Reef, 1998). En raison de cette PRF, les vitesses ne sont mesurées que dans un volume échantillon ou « porte Doppler » (Figure 19) dont on peut choisir à la fois la taille et la profondeur par rapport aux repères échographiques en 2 dimensions (2D).

La PRF est inversement proportionnelle à la profondeur du flux sanguin que l'on veut analyser: plus le volume échantillon est situé loin de la sonde, plus la PRF est faible et inversement. Plus une structure est située en profondeur, plus le temps d'aller et retour du signal ultrasonore est long. Comme le signal transmis doit être reçu avant qu'un suivant ne soit émis, la PRF est abaissée. En pratique, la profondeur et la taille de l'échantillon sont choisies par l'opérateur sur l'image 2D. Ceci détermine respectivement la valeur de la PRF et la durée de l'impulsion et du temps d'écoute (Chetboul et al., 1999).

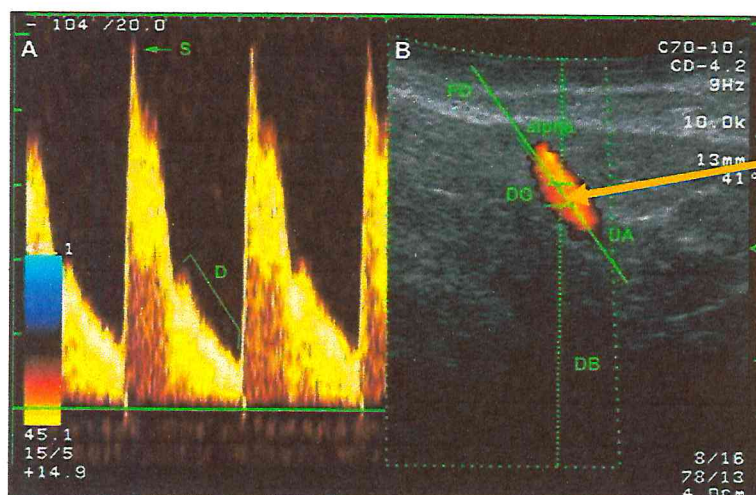


Figure 19 : Image échographique illustrant la « porte Doppler » (Luc Des Côteaux et al)

### III.2. Doppler continu :

En Doppler continu, la sonde utilisée comporte deux cristaux spécialisés dans deux fonctions différentes :

- Un cristal émetteur dont le rôle est de produire de façon continue des ondes ultrasonores. Ces ondes vont se propager et se réfléchir sur les différentes structures rencontrées,
- Un cristal récepteur dont le rôle est de recevoir de façon continue les ondes ultrasonores émises et de transformer les variations de pression ultrasonique en variations de potentiels électriques (Chetboul et al., 1999).

L'avantage du Doppler continu est de mesurer toutes les vitesses, même les plus élevées.

Le Doppler continu ne permet pas de connaître la profondeur de la surface réfléchissante. La technique de Doppler peut être couplée à l'imagerie bidimensionnelle, qui permet de positionner un curseur représentant le faisceau d'ultrasons le long duquel le manipulateur désire calculer les fréquences Doppler. Un spectre complet de toutes les vitesses le long du faisceau est obtenu. Le Doppler continu peut aussi être utilisé seul, sans repérage échographique anatomique. Il nécessite alors une bonne connaissance des caractéristiques des flux étudiés (Boon, 1998).

Le Doppler continu n'a pas aujourd'hui d'utilisation en échographie ovarienne, quelle que soit l'espèce. Dans la suite de l'exposé, nous ne détaillerons donc pas les caractéristiques de ce mode.

### III-3. Doppler couleur

En Doppler couleur, des images 2D en temps réel et la cartographie des flux sanguins sont visualisées au même moment grâce à une alternance d'ultrasons dédiés à l'image 2D et d'autres consacrés au signal Doppler. Il peut cependant y avoir un décalage entre l'image 2D et l'image Doppler (Boon, 1998).

Le Doppler couleur est une forme de Doppler pulsé: une cartographie des flux est possible grâce à l'utilisation de plusieurs lignes de tir (contre une seule en Doppler pulsé) comprenant chacune plusieurs « portes Doppler » (Chetboul et al., 1999). Le Doppler couleur est aussi appelé Doppler « multiligne-multiporte » (Figure 20). L'image obtenue à l'écran est le résultat de l'analyse simultanée de ces « portes Doppler ». Les échos produits dans les « portes Doppler » de chaque ligne de tir, proviennent de surfaces immobiles (sans effet Doppler) et de surfaces mobiles. Les échos sans effet Doppler sont éliminés tandis que ceux provenant des



surfaces mobiles sont soumis à une analyse par autocorrélation qui calcule la vitesse moyenne et la variance au sein de chaque groupe de pulses (Figure 21) (Ginther et Matthew, 2004).

Les signaux Doppler sont codés en couleur. La cartographie des flux sanguins est superposée à l'image 2D.

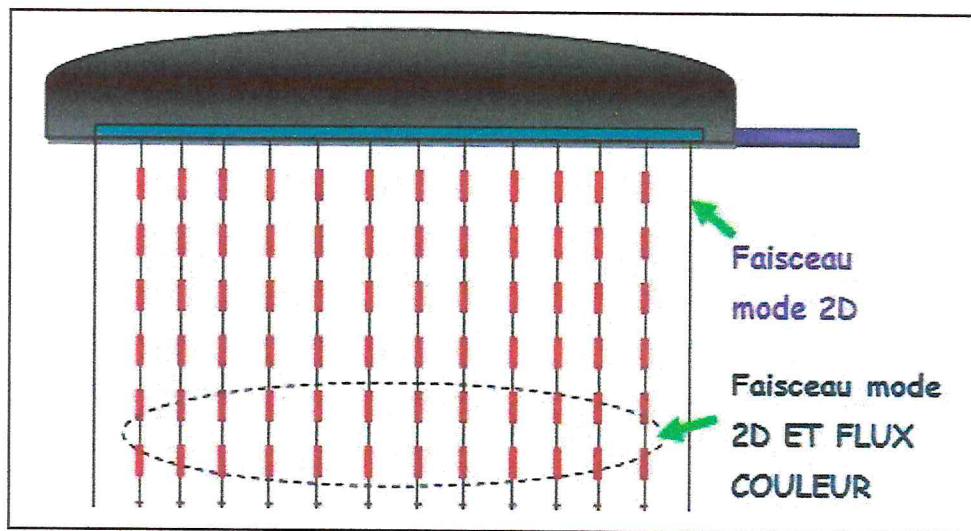


Figure 20 : Schématisation du Doppler couleur (Ginther et Matthew, 2004)

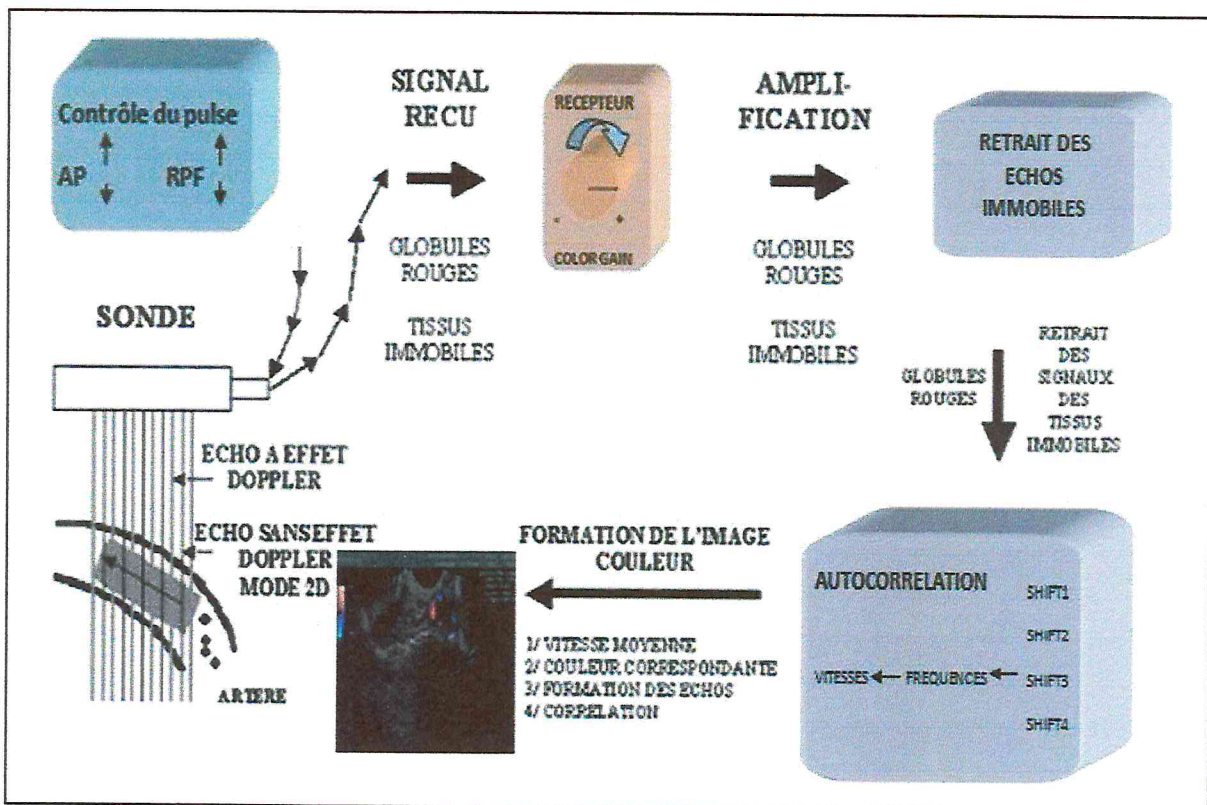


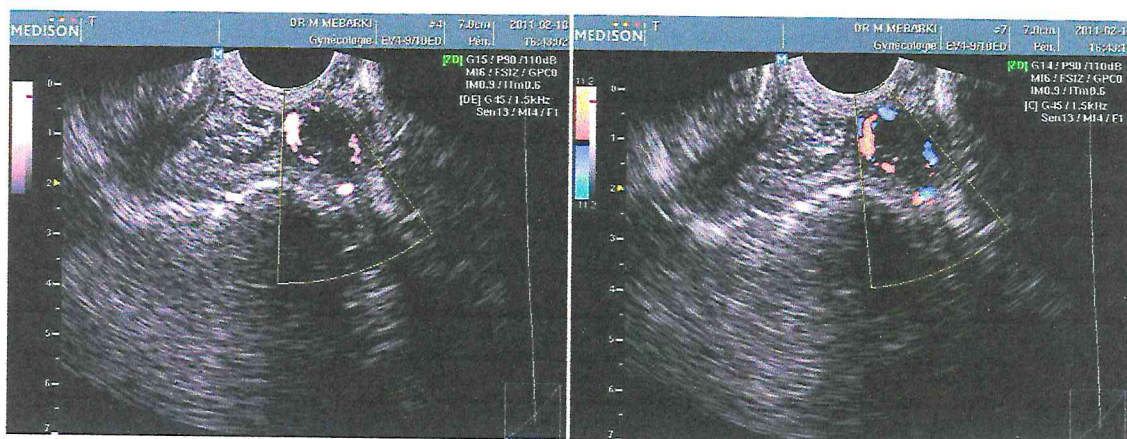
Figure 21 : Représentation schématique du fonctionnement d'un système d'échographie Doppler couleur pour la production d'une image combinant les modes 2D et couleur (Ginther et Matthew, 2004)

### III.4. Doppler puissance

Ce système est un mode Doppler récent qui permet de visualiser les flux sanguins circulant à basse vitesse et à faible énergie. Les données relatives à la fréquence, c'est-à-dire à la vitesse d'écoulement du sang et à son sens ne sont pas prises en compte (Images 22). Seule est retenue la puissance du signal Doppler, qui est proportionnelle au nombre de globules rouges dans le volume de sang mesuré, quelle que soit leur vitesse et leur direction (Singh et al., 2003). Le Doppler puissance est moins dépendant de l'angle d'incidence des échos et a un meilleur rapport signal/bruit que le Doppler couleur conventionnel. Mais il ne donne pas de renseignement sur le sens d'écoulement du sang, il est très sensible aux mouvements et s'atténue en profondeur. (Reef, et al., 1998)

Le Doppler puissance est très utile dans l'évaluation du flux sanguin d'un organe et de la vascularisation associée à une néoplasie (Reef, et al., 1998)

Le Doppler puissance est donc un outil qui permet de privilégier l'information morphologique du flux sanguin. Il permet de quantifier la vascularisation d'un organe (Rubin et al., 1995).



**Figure 22 : Deux images échographiques de corps jaune observés à l'aide d'un mode Doppler couleur (droite) et d'un mode Doppler puissance (gauche).**

### IV. Les artefacts de l'échographie Doppler

Les artefacts du mode Doppler sont nombreux. Certains sont particuliers à ce mode, d'autres ont déjà été détaillés dans l'échographie en mode 2D.

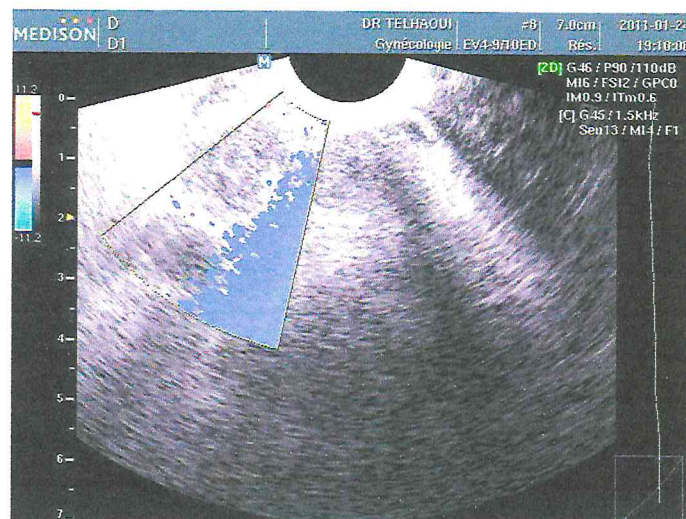


## IV-1. Les artéfacts de mouvement

### IV-1-1. Les mouvements du patient

Les artéfacts dus aux mouvements du patient sont surtout problématiques lors de l'échographie d'animaux (Figure 23).

En effet, leur coopération est souvent difficile à obtenir. Il est parfois nécessaire de les tranquilliser.

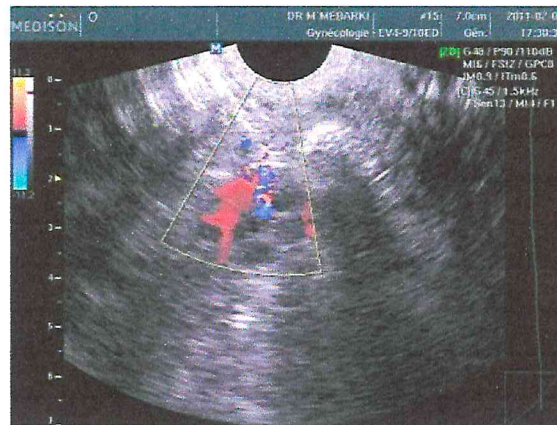


**Figure 23: Image échographique montrant un artéfact dû au mouvement de l'animal : taches bleues dispersées sur la gauche de l'image**

### IV.1.2. Le mouvement des organes du patient

Les mouvements des organes peuvent gêner l'interprétation des images obtenues en Doppler couleur. Ainsi, la respiration peut gêner l'interprétation des images obtenues en échocardiographie Doppler. De même, le péristaltisme intestinal peut provoquer des artéfacts de mouvement lors d'échographie Doppler transrectale (Ginther et Matthew, 2004).

Lors d'artéfacts dus aux mouvements, des plages colorées dispersées qui ne correspondent pas à des images de vaisseaux sanguins apparaissent sur les images échographiques (Figure 23) et (Figure 24).



**Figure 24 : Image échographique Doppler montrant un artéfact dû au péristaltisme intestinal: grandes taches colorées en rouge et bleu.**

- **L'effet « aliasing »**

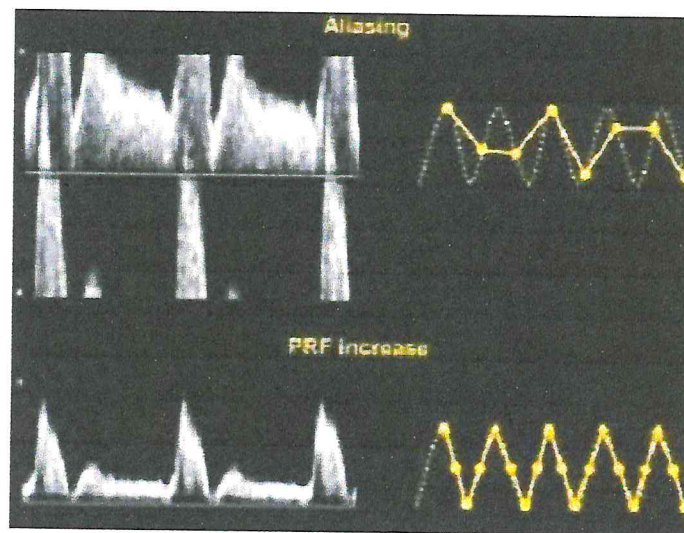
En Doppler pulsé, toutes les vitesses ne peuvent être enregistrées ; à partir d'un certain seuil déterminé par le physicien Nyquist, les vitesses les plus élevées ne sont plus détectées. En effet, en Doppler pulsé, la profondeur explorée détermine et limite la fréquence de répétition (PRF). La vitesse maximale mesurable est d'autant plus haute que la PRF est élevée. Lorsque la PRF est basse (inférieure à deux fois la fréquence Doppler analysée), il se produit sur le graphique une inversion artéfactuelle de la vélocité du flux sanguin. Ce repliement spectral est aussi nommé « aliasing » (Chetboul et al., 1999). Pour s'affranchir de l'« aliasing », il s'agit de choisir une PRF au moins égale au double de la fréquence du signal Doppler (Ginther et Matthew, 2004).

Plus une structure est située en profondeur, plus le temps d'aller et retour du signal ultrasonore est long. Comme le signal transmis doit être reçu avant qu'un suivant ne soit émis, la PRF est abaissée. Ceci conduit à diminuer la valeur de la vitesse maximale mesurable sans « aliasing » (Chetboul et al., 1999).

De surcroît, sachant que  $V = \Delta f c / (2f_0 \cos \theta)$ , la vitesse maximale mesurable sans « aliasing » est d'autant plus élevée que la fréquence d'émission est basse. Le mode Doppler couleur étant basé sur le Doppler pulsé, l'« aliasing » est aussi présent dans ce mode. Sur la cartographie des flux, l'« aliasing » se rencontre à partir d'une fréquence Doppler égale à PRF/2 et se manifeste par une inversion de couleur, le flux semblant emprunter une direction inverse de celle qu'il a réellement.



Si la limite de Nyquist est atteinte, une échelle complète de codage est shuntée : une vitesse rétrograde élevée peut alors apparaître rouge sombre (basse vitesse antérograde) au lieu de bleu clair. En pratique, lorsque l'opérateur ne parvient pas à s'affranchir de l'effet d'« aliasing » (en cardiologie, lors d'études de flux à grande vitesse), il utilise le Doppler continu pour faire les mesures de vitesses maximales. En échographie ovarienne, le phénomène d'« aliasing » est habituellement géré par les réglages de PRF et le changement de sonde (fréquence moindre) (Boon, 1998). (Figure 25)



**Figure 25: Représentation de l'effet « aliasing » et résolution de l'artéfact par l'augmentation de la PRF (Ginther et Matthew, 2004)**

- **Le décalage temporel entre l'image bidimensionnelle et la cartographie Doppler**

Le mode Doppler couleur associe une image bidimensionnelle à une image Doppler. Ces deux images sont décalées dans le temps. Ce décalage peut parfois devenir important et donner des images aberrantes. Ainsi, lors d'échocardiographie, l'opérateur peut avoir l'impression que le flux n'est pas contenu dans les cavités cardiaques lorsque la fréquence cardiaque est très élevée (Chetboul et al., 1999).

- Les artéfacts d'image-miroir

Les artéfacts d'image-miroir se produisent fréquemment lors de l'utilisation de gains Doppler élevés ou lorsque l'angle Doppler approche  $90^\circ$  (Ginther et Matthew, 2004). Le spectre Doppler obtenu est situé de part et d'autre de la ligne de base. En fonction de la localisation de la « porte Doppler », il est toujours possible de distinguer le spectre réel de celui « miroir ». Le spectre « miroir » est symétrique et de faible intensité par rapport au spectre réel (Boon, 1998). (Figure 26)

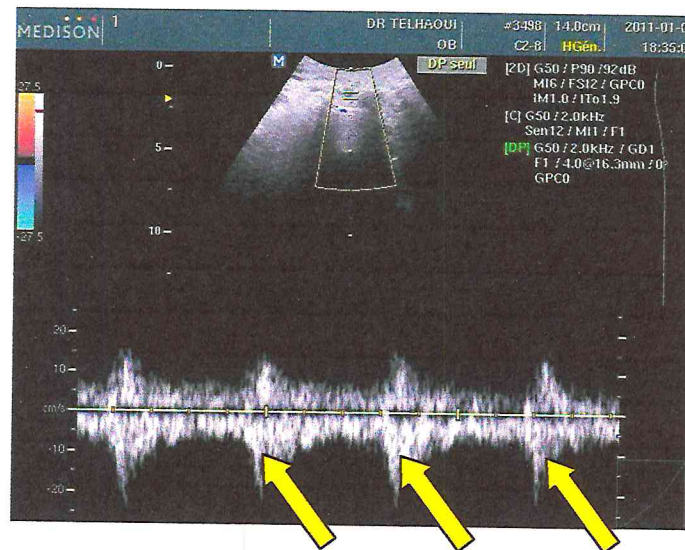


Figure 26 : Artéfacts d'image-miroir (flèches jaunes).

## V. Les paramètres étudiés échographie Doppler

### V.1. vitesse du La flux sanguin

La fréquence Doppler est transformée en vitesse du flux puis, un spectre des vitesses du flux sanguin étudié est dessiné à l'écran. L'échelle des vitesses étudiées est réglée par l'opérateur pour minimiser les artéfacts et pour optimiser le signal de l'écran. A partir du spectre, l'appareil nous permet de mesurer :

- La vitesse maximale du flux au cours du cycle cardiaque étudié, qui correspond au pic de vitesse systolique,
- La vitesse minimale du flux au cours du cycle cardiaque étudié, qui correspond à la vitesse de fin de diastole,

- La moyenne des vitesses maximales du flux sur plusieurs cycles cardiaques. Certains appareils tracent automatiquement le spectre des vitesses pour effectuer les mesures. D'autres nécessitent un tracé manuel du spectre étudié.

Comme nous l'avons vu dans les principes physiques du Doppler, l'angle d'incidence des rayons ultrasonores ( $\theta$ ) a une importance capitale dans la mesure des vitesses. Ainsi, sur un même vaisseau, des vitesses maximales très différentes peuvent être obtenues en changeant cet angle. Il est conseillé de toujours avoir un angle  $\theta$  compris entre 0 et 20° pour limiter l'erreur (Reef, 1998).

### Les index de résistance

Les index Doppler sont une alternative à la mesure des vitesses Doppler. Ils sont particulièrement intéressants lorsque l'échantillon est petit, sur des vaisseaux tortueux pour lesquels la visualisation d'une portion rectiligne est impossible et ne permet donc pas d'estimer l'angle Doppler. En effet, les index Doppler sont des ratios des mesures de vitesse, ils sont donc indépendants de l'angle Doppler (Dickey, 1997) (Figure 27).

### L'index de résistivité (IR)

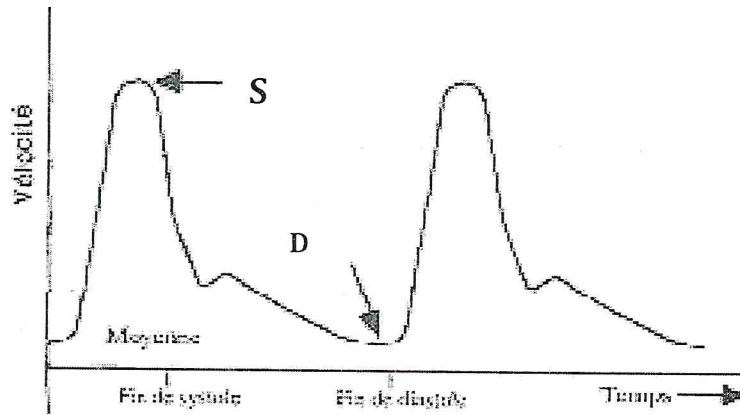
Cet index, aussi connu sous le nom d'index de Pourcelot étudie la différence entre le pic de vitesse systolique et le pic de vitesse diastolique. Il s'exprime ainsi :

$IR = (S - D) / S$  où S représente la vitesse maximale en systole, D la vitesse minimale ou de fin de diastole. L'IR convient parfaitement à l'étude des lits vasculaires à faible résistance avec un flux continu durant la diastole. Si D s'approche de zéro, le ratio converge vers 1. Plus l'IR du flux étudié est élevé, plus la perfusion des tissus est faible et inversement (Rivers et al., 1997).

### L'index de pulsativité (IP)

Il s'exprime ainsi :  $IP = (S - D) / \text{moyenne des vitesses maximales}$  où S représente la vitesse maximale en systole, D la vitesse minimale ou de fin de diastole. La moyenne des vitesses maximales est obtenue sur trois ou quatre cycles cardiaques. L'IP est souvent utilisé pour caractériser le flux dans les vaisseaux où le flux est absent durant une partie de la diastole. L'IP n'est pas aussi précis que l'IR du fait de la mesure de la moyenne des vitesses maximales, qui est fonction des programmes disponibles dans chaque échographe. Une augmentation de l'IP indique une diminution de la perfusion des tissus (Dickey, 1997).





$$IR = (S - D) / S$$

**Figure 27: Méthode de calcul des index de résistance et de pulsatilité  
(Luc Des Côteaux et al, 2005)**

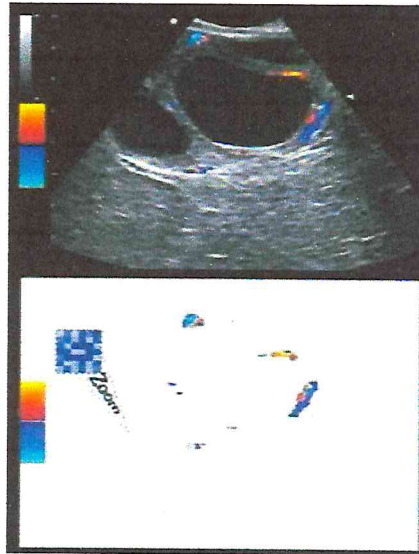
### La mesure de l'aire colorée

Les index de résistance sont déterminés dans les artères qui irriguent les tissus, et donnent une information sur l'étendue de la perfusion tissulaire après interprétation. Une autre possibilité d'estimer l'étendue de la perfusion locale ou de l'aire du flux sanguin est donnée par la cartographie du flux sanguin obtenue par Doppler couleur. La quantification de l'aire colorée peut être réalisée selon différentes méthodes.

Tout d'abord, des scores sur les images enregistrées peuvent être utilisés. Ils vont par exemple de 0 (absence de pixel coloré) à 4 (beaucoup de pixels colorés). Le système du score a l'inconvénient majeur d'être subjectif. Une quantification objective peut être réalisée par le calcul de l'aire des pixels colorés sur une image enregistrée à l'aide de logiciels de traitement d'images. A partir de l'image échographique, les pixels colorés de la région étudiée sont extraits avec un logiciel de traitement d'images (par exemple Adobe Photoshop 8.0. Puis, le logiciel ImageJ 1.31 peut être utilisé pour le calcul de l'aire des pixels colorés sur l'image (Ginther et Matthew, 2004) (Figure 28).



Dans tous les cas de mesure de l'aire colorée, un biais peut intervenir durant la sélection des images par l'échographiste. Les différents modes Doppler peuvent être associés entre eux. Le résultat est une caractérisation très précise du flux sanguin étudié.



**Figure 28 : Extraction des aires colorées à partir d'une image échographique obtenue au Doppler couleur (Ginther et Matthew, 2004)**

## Conclusion Générale

L'optimisation de la reproduction en élevage passe inéluctablement par le recours à des moyens de plus en plus précis mais aussi et surtout précoces afin de rentabiliser la présence de chaque individu dans l'élevage.

L'échographie-doppler a récemment, fait son apparition dans le domaine de la gynécologie animale et se propose d'être une méthode non-invasive permettant de visualiser et d'analyser le flux sanguin des différents organes en général et ceux de la sphère génitale en particulier, plus précisément, les structures ovariennes.

Cette technique émergente a permis d'établir des modèles de flux sanguin des organes lors des étapes clés de l'activité sexuelle, grâce aux valeurs de référence obtenues chez des patientes saines, un pronostic sur les chances d'avoir une gestation peut ainsi être établie.

La disponibilité des échographes doppler et à des prix plus en plus compétitifs est de nature à permettre une diffusion plus large de l'utilisation de cet outil que ce soit en diagnostic ou en biotechnologie de la reproduction.

# A

- ACOSTA TJ, and MIYAMOTO A. 2004. Vascular control of ovarian function: ovulation, corpus luteum formation and regression. *Anim Reprod Sci.* 82-83, 127-140
- ACOSTA TJ, GASTAL EL, GASTAL MO, BEG MA and GINTHER OJ. 2004b. Differential blood flow changes between the future dominant and subordinate follicles precede diameter changes during follicle selection in mares. *Biol Reprod.* 71, 502- 507
- ACOSTA TJ, HAYASHI KG, MATSUI M and MIYAMOTO A. 2005. Changes in follicular vascularity during the first follicular wave in lactating cows. *J Reprod Dev.* 51, 273- 280
- ACOSTA TJ, HAYASHI KG, OHTANI M and MIYAMOTO A. 2003. Local changes in blood flow within the preovulatory follicle wall and early corpus luteum in cows. *Reprod.* 125, 759-767.
- ACOSTA, T.J., YOSHIZAWA, N., OHTANI, M., MIYAMOTO, A., 2002. Local change in blood flow within the early and midcycle corpus luteum after prostaglandin F2 a injection in the cow. *Biology of Reproduction* 66, 651-658.
- ALEEM FA, PREDANIC M. 1996. Transvaginal color Doppler determination of the ovarian and uterine blood flow characteristics in polycystic ovary disease. *Fertil Steril.* 65,510-516
- ALEXANDER SL, IRVINE CHG. 1993. FSH and LH. In: MCKINNON A and VOSS JL, editors. *Equine reproduction.* Philadelphia : Williams & Wilkins, 45-56.
- ALLEN WR, COOPER MJ. 1993. Prostaglandins. In: MCKINNON A and VOSS JL, editors. *Equine reproduction.* Philadelphia: Williams & Wilkins, 69-80.
- ARDAENS Y, GOUGEON A, LEFEBVRE C, THOMAS P, LEROY M, LEROY JL et al. 2002. Apport du Doppler couleur ovarien et utérin dans l'assistance médicale à la procréation. *Gynécol Obstet Fertil.* 30, 663-672.
- ARDAENS Y. 1997. Doppler couleur ovarien endovaginal en pratique gynécologique. *J échogr med ultrason.*, 18, 36-44.
- ARMSTRONG D.T., ZAMESNIK J., Preovulatory Elevation Of Rat Ovarian Prostaglandins And Its Blockade By Indomethacin. *Molecular Cellular Endocrinology*, (1975), 2, 125-131.

## B

---

BARTHEZ P-2002-03 - L'image Ultrasonore Unité pédagogique de Radiologie - Imagerie médicale.

BATTOCCHIOM, GABAI G, MOLLOA, VERONESIMC, SOLDANO F, BONO G, Cairoli F. Agreement between ultrasonographic classification of the CL and plasma progesterone concentration in dairy cows. *Theriogenology* 1999;51:1059-69.

BEINDORFF. N, A. HONNENS, Y. PENNO, V. PAUL, H. BOLLWEIN / Effects of human chorionic gonadotropin on luteal blood flow and progesterone secretion in cows and in vitro-microdialyzed corpora lutea *Theriogenology* 72 (2009) 528-534.

BERISHA .B, D. SCHAMS, Ovarian function in ruminants / *Domestic Animal Endocrinology* 29 (2005) 305-317.

BICALHO. R. C, K. N. GALVAO, C.L. GUARD, J.E.P. SANTOS Optimizing the accuracy of detecting a functional corpus luteum in dairy cows / *Theriogenology* 70 (2008) 199-207.

BOON J. A. (1998) *Manual of Veterinary Echography*. Williams and Wilkins, USA, 478 p.



## C

---

CALY. H, P PIVER, S DELCLEVE-PAULHAC, JC PECH, S GAURIAT, PM PREUX ET HJ PHILIPPE, Doppler utérin dans le pronostic préimplantatoire de l'embryon / J Radiol 2001; 82: 843-6.

CARNIEL P. (1987) Données de base de l'échographie. Le Point Vétérinaire, 19, (105), 199- 212

CHETBOUL V, POUCHELON J. L, BUREAU-AMAGLIO S, and TESSIER D. 1999. Echocardiographie et écho-Doppler du chien et du chat. Paris : Masson, 169p

CHICOTAEU P., CLOE L., BASSINGAA. : Essais préliminaires de synchronisation des chaleurs chez la vache Baoulé. Rév. Elev. Méd. Vét. Pays Trop., 1986, 3 39 9, 1961-1963.

CISSE A.B.: Synchronisation des chaleurs chez des vaches Ndama et Zébu Maure avec la prostaglandine F2 $\alpha$ . In: Maîtrise de la reproduction et Amélioration génétique des ruminants. NEAS, 1993, 290p.

COLY R. : Etude comparative de trois méthodes de détection de l'oestrus chez la femelle zébu Gobra (Bos indicus) au Sénégal. Thèse : Méd. Vét. Dakar, 1985, n°13.

CUQ P., FERNEY J., VANCRAYNEST P. : Le cycle génital de la femelle Zébu (Bos indicus) en zone soudano-sahélienne du Sénégal. Rév. Elev. Méd. Vét. Pays Trop, 1974, 3 37 7, 147-173.

## D

---

DHALI .A, D.P. MISHRA , A. MECH , M. KARUNAKARAN , C. RAJKHOWA, Role of LH and prostaglandin F2 $\alpha$  on the development and regression of corpus luteum in mithun (Bos frontalis) estrous cycle / General and Comparative Endocrinology 149 (2006) 173-181.

DIOP P.E.H., FAYE L., FALL R., LY O., SOWA.M., MBAYE M., FAYE A., BOYE C.: Caractéristiques de l'oestrus chez les femelles Ndama et Jersiaise au Sénégal, après maîtrise du cycle sexuel par la Norgestomet. Rév. Elev. Méd. Vét. Pays Trop., 1998, 5 51 1, 69-73.



## E

---

ELVIN J.A., YAN C., WANG P., (1993), Molecular characterization of the follicle defects in the growth differentiation factor-9 deficient ovary. *Molecular Endocrinology* (1999), 13, 1018-1034.

## G

---

GAO X., GREENBAUM L.M., MAHESH V.B. et coll, Characterization of kynine system in the ovary during ovulation in the rat, *Biology of Reproduction*, (1992), 47, 945-951.

GASTAL E.L, M. O. GASTAL, F.X. DONADEU, T.J. ACOSTA, M.A. BEG, O.J.

GINTHER, Temporal relationships among LH, estradiol, and follicle vascularization preceding the first compared with later ovulations during the year in mares / *Animal Reproduction Science* 102 (2007) 314-321

GINTHER O.J. (1986) Ultrasonic imaging and reproductive events in the mare. Equiservices, Cross Plains, USA, 378 p.

GINTHER O.J. (1995) Waves and Echoes. In: *Ultrasound imaging and animal reproduction: Fundamentals. Book 1.* Equiservices, Cross Plains, USA, 225 p., 27-36

GINTHER O.J. and MATTHEW D. 2004. Doppler ultrasound in equine reproduction : principles, techniques and potential. *J Eq Vet Sci.* 24, 516-526

GINTHER O.J. and PIERSON RA. 1989. Regular and irregular characteristics of ovulation and the interovulatory interval in mares. *J Equine Vet.* 9, 4-12

GINTHER O.J, DOUGLAS RH and LAWRENCE JR. 1982. Twinning in mares: a survey of veterinarians and analyses of theriogenology records. *Theriogenology.* 18, 333-347.

GINTHER O.J, BEG MA, BERGFELT DR, DONADEU FX and KOT K. 2001. Follicle selection in monovular species. *Biol Reprod.* 65, 638-647.

GINTHER O.J, E.L. Gastal, M.O. Gastal, M.D. Utt, M.A. Beg Luteal blood flow and progesterone production in mares / *Animal Reproduction Science* 99 (2007) 213-220.

GINTHER O.J. 1986. Ultrasonic imaging and reproductive events in the mare. 2nd ed. Cross Plains, Wisconsin : Equiservices, 378p.

GINTHER O.J. 1990. Folliculogenesis during the transitional period and early ovulatory season in mares. J Reprod Fertil. 90, 311-320.

GINTHER O.J. 1992. Reproductive biology of the mare : basic and applied aspects. 2nd ed. Cross Plains, Wisconsin : Equiservices, 642p.

GREENWALD G.S., (1972), Maturation of eggs and follicles (Editorial). Am. J. Anat, 137p, 1-4.

## H

---

HADDADA. B, PONTER. A. A, GRIMARD.B, CONSTANT.F, DELETANG.F ET MIALOT.J-P. Induction et synchronisation des chaleurs par le PRID® chez des vaches Santa Gertrudis après vêlage tardif au Maroc. Revue Méd. Vét., 2002, 153, 10, 647-652.

HANZEN CH., DRION PV, LOURTIE O., DEPIERREUX C., CHRISTIANS E. La mortalité embryonnaire. Aspects cliniques et facteurs étiologiques dans l'espèce bovine. Ann. Méd. Vét., 1999, 143, 91-118.

HANZEN CH. Applications des ultrasons et de l'effet Doppler à la physiopathologie de la reproduction en médecine vétérinaire. Ann. Méd. Vét., 1980, 124, 477-488.

HANZEN CH., LOURTIE O., DRION P.V. (2000), Le développement folliculaire chez la vache. Aspect morphologique et cinétique, Annales de Médecine vétérinaire, 144, 223-235.

HANZEN CH., DELSAUX B. Use of transrectal B-Mode ultrasound imaging in bovine pregnancy diagnosis. Vet. Rec., 1987, 121, 200-202.

HANZEN CH., LAURENT Y. Application de l'échographie bidimensionnelle au diagnostic de gestation et à l'évaluation de l'incidence de la mortalité embryonnaire dans l'espèce bovine. Ann. Méd. Vét., 1991, 135, 481-487.

HANZEN CH., LAURENT Y., JAKOVLJEVIC S. Applications de l'échographie en reproduction bovine. L'examen des ovaires. Ann. Méd. Vét., 1992, 137, 13-18.

HANZEN CH., LAURENT Y., JAKOVLJEVIC S. Applications de l'échographie en reproduction bovine. L'utérus gestant et non-gestant. Ann.Méd.Vét., 1993, 137, 93-101.

HANZEN CH., LOURTIE O., DRION PV, DEPIERREUX C., CHRISTIANS E. La mortalité embryonnaire. Implications hormonales. Ann.Méd.Vét., 1999, 143, 179-189).

HENDRIKS. W.K, B. COLENBRANDER, T.A.E. STOUT, Effect of administering PGF2 or hCG on day 7 afterovulation on ovarian, uterine and luteal blood flow in the mare / Animal Reproduction Science 94 (2006) 223-225.

M. BROCKHAN-LU "DEMANN, M. KASKE, N. BEINDORFF, V. PAUL, H.

NIEMANN, H. BOLLWEIN, Luteal blood flow is a more appropriate indicator for luteal function during the bovine estrous cycle than luteal size/ Theriogenology 73 (2010) 691-697.

HONNENS A, C. VOSS, K. HERZOG A, H. NIEMANN, D. RATH, H. BOLLWEIN, Uterine blood flow during the first 3 weeks of pregnancy in dairy cows / Theriogenology 70 (2008) 1048-1056.

HUSSEIN FM, PACCAMONTI DL, EILTS BE, YOUNISMY. Comparison of ovarian palpation, milk progesterone and plasma progesterone in the cow. Theriogenology 1992;38:431-9.

## I

---

ITSKOVITZ J., SEALEY J.E., GLORIOSO N. et coll, Plasma protein response to human chorionic gonadotropin in ovarian hyper stimulated women: Correlation with the number of ovarian follicles and steroid hormones concentration. Proc. Natural Academic Science, (1987), 84, 7285-7289.

## J

---

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.

## K

---

KARAMI SHABANKAREH, J. HABIBIZAD, M. TORKI Corpus luteum function following single and double ovulation during estrous cycle in Sanjabi ewes / Animal Reproduction Science 114 (2009) 362-369.



KASTELIC JP, PIERSON RA, GINTHER OJ. Ultrasonic morphology of corpora lutea and central luteal cavities during the estrous cycle and early pregnancy in heifers. *Theriogenology* 1990;34:487-98.

## L

---

LEGRAND J.J. et CARLIER B. (1981) Bases physiques de l'échotomographie. *Recueil de Médecine Vétérinaire*, 157, (7-8), 553-559.

LUC DESCOTEAUX, GIOVANNI GNEMMI AND JILL COLLOTON, 2010, *Practical Atlas of Ruminant and Camelid Reproductive Ultrasonography*; Blackwell Publishing.

LUIZ GUSTAVO B. SIQUEIRA, CIRO A.A. TORRESA, LINCOLN S. AMORIMA, ELIZA D. SOUZAB, LUIZ SERGIO A. CAMARGOB, CARLOS A.C. FERNANDESC, JOÃO HENRIQUE M. VIANAB/Interrelationships among morphology, echotexture, and function of the bovine corpus luteum during the estrous cycle *Animal Reproduction Science* 115 (2009) 18-28

## M

---

MAMADOU M. BAH, TOMAS J. ACOSTA, WOJCIECH PILAWSKI, KATARZYNA DEPTULA, KIYOSHI OKUDA, DARIUSZ J. SKARZYNSKI, Rôle of intraluteal prostaglandin F<sub>2</sub> $\alpha$ , progesterone and oxytocin in basal and pulsatile progesterone release from developing bovine corpus luteum/ *Prostaglandins & other Lipid Mediators* 79 (2006) 218-229.

MANN. G. E, Corpus luteum size and plasma progesterone concentration in cows / *Animal Reproduction Science* 115 (2009) 296-299.

MATSUI. M, MIYAMOTO. A, Evaluation of ovarian blood flow by colour Doppler ultrasound: Practical use for reproductive management in the cow / *The Veterinary Journal* 181 (2009) 232-240.

MC GEE. E.A, HSUEH. A.J, (2000), Initial and cyclic recruitment of ovarian follicles. *Endocrine review*, 21, 2000.

MCDUGALL S, RHODES FM. Detection of a corpus luteum in apparently anoestrous cows by manual palpation, transrectal ultrasonography and plasma progesterone concentration. *N Z Vet J* 1999;47:47-52.

MERCIER P. (1989) Echographie et gynécologie des femelles domestiques de rente. Thèse de Doctorat Vétérinaire, Université Claude Bernard, Lyon.

MIYAMOTO. A, K. SHIRASUNA, M.P.B. WIJAYAGUNAWARDANE, S. WATANABE.

M. HAYASHI, D. YAMAMOTO A, M. MATSUI, T.J. ACOSTA, Blood flow: A key regulatory component of corpus luteum function in the cow / Domestic Animal Endocrinology 29 (2005), 329-339.

MIYAMOTO. A, K. SHIRASUNA, K. SASAHAR, Local regulation of corpus luteum development and regression in the cow: Impact of angiogenic and vasoactive factors / Domestic Animal Endocrinology 37 (2009) 159-169.

MONNIAUX D., MANDON-PEPIN B., MONGET P. (1999) Follicular atresia, a programmed wastage. Medicine science, Paris, 15, 157-166.

MOTOZUMI MATSUI, AKIO MIYAMOTO, Evaluation of ovarian blood flow by colour Doppler ultrasound: Practical use for reproductive management in the cow / The Veterinary Journal 181 (2009) 232-240.

MURDOCH W.J., Localization and hormonal regulation of ovarian production of histamine in sheep, Life Science, (1990), 46, 1961-1965.

## N

---

NYLAND T.G., MATTOON J.S. et WISNER E.R. (1995) Physical principles, instrumentation and safety of diagnostic ultrasound. In: NYLAND T.G. and MATTOON J.S. (ed.), Veterinary diagnostic ultrasound. W.B. Saunders, Philadelphia, 357 p., 3-18

## O

---

OKUDA Y., OKAMRA H, KANZAKI H ET COLL, (1983), Capillary permeability of rabbit ovarian follicles prior to ovulation, Journal of Anatomy, (1983), 138, 757-769.



## P

---

PALMER E., DRIANCOURT M. A., 1980. Use of ultrasonic echography in equine gynecology. *Theriogenology*, 13, 203-216.

PANARACE, M., GARNIL, C., MARFIL, M., JAUREGUI, G., LAGIOIA, J., LUTHER, E., MEDINA, M., 2006. Transrectal Doppler sonography for evaluation of uterine blood flow throughout pregnancy in 13 cows. *Theriogenology* 66, 2113-2119.

PANARACE. M, C. GARNIL, M. MARFIL, G. JAUREGUI, J. LAGIOIA, E. LUTHER, M. MEDINA Transrectal Doppler sonography for evaluation of uterine blood flow throughout pregnancy in 13 cows / *Theriogenology* 66 (2006) 2113-2119.

PENNINCK D. CUVELLIEZ S. (1985) Principes physiques et méthodes d'exploration échographique. *Annales de Médecine Vétérinaire*, 129, (6), 381-391.

PETER, A.T., 2004. An update on cystic ovarian degeneration in cattle. *Reproduction in Domestic Animals* 39, 1R7.

PETERS H.. ET MC NATTY K.P. (1980), *The Ovary*. In *Reproductive Biology Handbooks*, Ed Elek. Granada Press, New York, 175pp.

## R

---

REEF VB. 1998a. Physics and instrumentation. In: *Equine diagnostic ultrasound*. Philadelphia: WB Saunders.

REEF VB. 1998b. Artifacts. In : *Equine diagnostic ultrasound*. Philadelphia: WB Saunders.

RIBADU AY, WARD WR, DOBSON H. Comparative evaluation of ovarian structures in cattle by palpation per rectum, ultrasonography and plasma progesterone concentration. *Vet Rec* 1994; 135: 452-7.

RIBADU, A.Y., WARD, W. R., DOBSON, H., 1994. Comparative evaluation of ovarian structures in cattle by palpation per rectum, ultrasonography and plasma progesterone concentration. *Veterinary Record* 135, 452-457.

RICARDA MARIA DOS SANTOS, MARCELO DEMARCHI GOISSIS, DAVID AUGUSTO FANTINI, CLAUDIA MARIA BERTAN, JOSÉ LUIZ MORAES.

VASCONCELOS, MARIO BINELLI, Elevated progesterone concentrations enhance prostaglandin F<sub>2</sub> synthesis in dairy cows / *Animal Reproduction Science* 114 (2009) 62-71.

ROCHA A., RANDEL R.D., BROUSSARD J.R., LIM J.M., BLAIR R.M., ROUSSEL J.D., GODK R.A. ET HANSEL W. (1998). High environmental temperature and humidity decrease oocyte quality in *Bos taurus* but not in *Bos indicus* cows. *Theriogenology*, 49 (3), 657-665.

## S

---

SHIRASUNA, K., WIJAYAGUNAWARDANE, M.P., WATANABE, S., YAMAMOTO, D., MATSUI, M., OHTANI, M., MIYAMOTO, A., 2004. A blood flow in the corpus luteum acutely increases together with endothelin-1 mRNA expression at early stage of regression during spontaneous luteolysis in the cow. In: *Proceedings of the 37th Annual Meeting of the Society for the Study of Reproduction*, Vancouver, Canada, p. 137 (Abstract 194).

SIDDIQUI M.A.R. ET AL. Blood flow in the wall of the preovulatory follicle and its relationship to pregnancy establishment in heifers / *Animal Reproduction Science* 113 (2009) 287-292.

SINGH, J., DOMINGUEZ, M., JAISWAL, R., ADAMS, G.P., 2004. A simple ultrasound test to predict the superstimulatory response in cattle. *Theriogenology* 62, 227-243.

SINGH, J., PIERSON, R.A., ADAMS, G.P., 1997. Ultrasound image attributes of the bovine corpus luteum: structural and functional correlates. *Journal of Reproduction and Fertility* 109, 35-44.

SMITH M. F, G. A. PERRY, J. A. ATKINS, E. M. JINKS, K. G. POHLER, AND D. J. PATTERSON, physiological principles underlying synchronization of estrus, *Applied Reproductive Strategies Conference Proceedings August 5 & 6 Nashville, TN 2010*.

SPRECHER, D.J., NEBEL, R.L., WHITMAN, S.S., 1989. The predictive value, sensitivity and specificity of palpation per rectum and transrectal ultrasonography for the determination of bovine luteal status. *Theriogenology* 31, 1165-1172.

## T

---

TANIKAWA. M, ACOSTA, T.J, T. FUKUI, S. MURAKAMI, A. KORZEKWA, D.J. SKARZYNSKI, K.K. PIOTROWSKA, C.K. PARK C, K. OKUDA, Regulation of prostaglandin synthesis by interleukin-1 in bovine endometrium during the estrous cycle / Prostaglandins & other Lipid Mediators 78 (2005) 279-290.

TOM JW, PIERSON RA, ADAMS GP. Quantitative echotexture analysis of bovine corpora lutea. Theriogenology 1998; 49 : 1345-52.

TOM, J.W., PIERSON, R.A., ADAMS, G.P., 1998. Quantitative echotexture analysis of bovine corpora lutea. Theriogenology 49, 1345-1352.

## V

---

VALON F. LEGRAND J.J. (1981) Les ultra-sons : leur utilisation pour le diagnostic médicale des équidés. Pratique Vétérinaire Equine, 13, (2), 89-95.

## W

---

WAITE, L.R., FORD, S.P., YOUNG, D.F., CONLEY, A.J., 1990. Use of ultrasonic Doppler waveforms to estimate changes in uterine artery blood flow and vessel compliance. Journal of Animal Science 68, 2450-2458.

WETTEMANN, R. P, H. D. HAFS, L. A. EDGERTON AND L. V. Swanson Estrous Cycle Estradiol and Progesterone in Blood Serum during the Bovine JOURNAL OF ANIMAL SCIENCE, vol. 34, no. 6, 1972.

WILTBANK, M.C., DYSKO, R.C., GALLAGHER, K.P., KEYES, P.L., 1988. Relationship between blood flow and steroidogenesis in the rabbit corpus luteum. Journal of Reproduction and Fertility 84, 513-520.

WOCLAWEK-POTOCKA. I, K. OKUDA, T.J. ACOSTA, A. KORZEKWA, W. PILAWSKI, SKARZYNSKI, Phytoestrogen metabolites are much more active than phytoestrogens themselves in increasing prostaglandin F2 $\alpha$  synthesis via prostaglanin F2 ynthase-like 2 stimulation in bovine endometrium / Prostaglandins & other Lipid Mediators 78 (2005) 202-217.

## Sources Internet utilisées

<http://reprology.com>

<http://rsb.info.nih.gov/ij>

<http://drostproject.org>

<http://earth.google.com>



# SOMMAIRE

Introduction générale

## Partie bibliographique

### Premier Chapitre

#### Principes de l'image ultrasonore

I. Bases physiques et techniques.....	1
I.1. Les ondes ultrasonores.....	1
I.1.1. La fréquence.....	1
I.1.2. La longueur d'onde.....	1
I.1.3. La célérité de l'onde.....	2
I.1.4. L'intensité.....	2
I.2. Formation des échos.....	3
I.2.1. La réflexion spéculaire.....	3
I.2.2. La réflexion non spéculaire.....	4
I.2.3. Impédance.....	4
I.3. Pénétration des ultrasons.....	5
II. Emission et réception des ultrasons.....	6
III. Modes de traitement des échos.....	6
III.1. Mode Amplitude.....	6
III.2. Mode Brillance.....	7
III.3. Mode Bidimensionnel.....	8
III.4. Mode Temps Mouvement.....	8
IV. Choix de la fréquence des ultrasons.....	9
V. Différents types de sondes.....	10
V.1. Sonde linéaire.....	10
V.2. Sonde sectoriel.....	11
VI. Artefacts.....	11
VI.1. La réverbération.....	11
VI.2. Interférences.....	12
VI.3. Renforcement postérieur.....	12
VI.4. Cône d'ombre acoustique.....	13
VI.5. L'image en miroir.....	14



## Deuxieme Chapitre

### Principes De L'échographie Doppler

I. Principes physiques .....	17
II. Analyse de l'effet Doppler.....	19
II.1. Analyse auditive .....	19
II.2. Analyse graphique .....	20
II-3. Analyse colorimétrique .....	21
III. Les différents modes Doppler.....	22
III.1. Doppler erpulsé .....	22
III.2. Doppler continu.....	23
III.3. Doppler couleur.....	23
III.4. Doppler puissance .....	25
IV. Les artefacts de l'échographie doppler.....	25
IV-1. Les artéfacts de mouvement .....	26
IV-1-1. Les mouvements du patient.....	26
IV.1.2. Le mouvement des organes du patient.....	26
IV.2. L'effet « aliasing » .....	27
IV.3. Le décalage temporel entre l'image bidimensionnelle et la cartographie Doppler .....	28
IV.4. Les artéfacts d'image-miroir .....	29
V. Les paramètres étudiés en échographie Doppler.....	29
V.1. La vitesse du flux sanguin.....	29
V.2. Les index de résistance.....	30
V.3. L'index de résistivité.....	30
V.4. L'index de pulsatilité.....	30
V.5. La mesure de l'aire colorée .....	31
Conclusion générale et perspectives .....	33
V. Références bibliographiques .....	34