

RÉSUMÉ L'écho-Doppler est une technique d'imagerie médicale qui permet d'évaluer les flux sanguins de structures génitales, comme par exemple le corps jaune ou l'artère testiculaire. Cette méthode est maintenant utilisable sur le terrain, pour améliorer la gestion de la reproduction bovine. Les informations complémentaires apportées par le Doppler sur le fonctionnement de l'appareil génital valorisent l'expertise du vétérinaire impliqué en reproduction bovine. Cependant, pour maîtriser cette technique, il est nécessaire de comprendre ses principes généraux, les différents modes (couleur, pulsé, puissance), et les principaux réglages, afin de connaître les écueils à éviter et de mieux interpréter les images.

Applications de l'échographie Doppler en reproduction bovine : Principes et techniques de l'échographie Doppler

Les principes et les réglages de l'écho-Doppler expliqués aux vétérinaires praticiens qui souhaitent maîtriser cette nouvelle technologie et l'appliquer à la gestion de la reproduction bovine.

Par **Nicole PICARD-HAGEN¹, Catherine LAYSSOL-LAMOURE², Julie BASSALERT¹, Ramil UXIA YANEZ³, Jocelyn DUBUC⁴, Christian HANZEN⁵**

¹ Université de Toulouse, Ecole nationale vétérinaire de Toulouse, France

² UMS CREFRE-ANEXPLO Université de Toulouse, INSERM, UPS, ENVT

³ Universidad de Santiago de Compostela, Facultad de Veterinaria, Lugo, Spain

⁴ Université de Montréal, Faculté de Médecine Vétérinaire, Saint-Hyacinthe, Québec, Canada

⁵ Université de Liège, Faculté de Médecine Vétérinaire, Département de gestion vétérinaire des ressources animales, Belgique

nicole.hagen@envt.fr

Au milieu des années 1980, l'échographie en mode brillance, ou mode B, a été utilisée pour le diagnostic de gestation. Rapidement, le champ de ses applications s'est élargi et cette méthode propédeutique est rapidement devenue incontournable pour les acteurs de la reproduction bovine. Son utilisation a permis (1) une amélioration de la précision et de la précocité des diagnostics établis lors de l'examen des ovaires et de l'utérus gravide et non-gravide, (2) une meilleure compréhension de la physiologie ovarienne et utérine et (3) le développement des biotechnologies de l'embryon (13-15). Une seconde étape a été franchie avec l'utilisation de l'échographie Doppler, aussi appelée écho-Doppler ou encore plus simplement Doppler (16). L'écho-Doppler est plus spécifiquement utilisé en reproduction pour caractériser le flux sanguin au niveau de vaisseaux tels que l'artère utérine, ombilicale, testiculaire ou iliaque ou au niveau des parenchymes tels que le corps jaune et le testicule ou encore des structures de paroi telles que les follicules (2-5, 8, 10, 16-18, 21, 23). Les publications relatives aux applications de l'écho-Doppler en reproduction bovine ne cessent d'augmenter. Aussi,

nous a-t-il semblé intéressant d'informer les praticien.nes plus spécialisé.es en reproduction bovine sur les potentialités de cet outil propédeutique. Cet objectif sera poursuivi au travers de plusieurs articles. Le premier sera consacré aux principes de l'écho-Doppler, à ses modalités d'utilisation et d'interprétation des images. Le second se propose de présenter les caractéristiques vasculaires étudiées par écho-Doppler de l'utérus gravide et non-gravide, des follicules et des corps jaunes. Le troisième article sera plus spécifiquement réservé aux applications de l'écho-Doppler au constat précoce de gestation. Le quatrième article sera consacré aux applications de l'écho-Doppler à l'examen de la fonction sexuelle du taureau.

Principes de l'écho-Doppler

Alors que l'échographie en mode B permet de visualiser des structures, en mesurant l'intensité des échos réfléchis par les interfaces tissulaires par un signal lumineux sur une échelle de gris, l'écho-Doppler permet d'analyser les flux sanguins (vitesse, direction, intensité) et donc la vascularisation d'un organe.

L'effet Doppler (du nom du mathématicien et physicien autrichien Christian Doppler 1804-1853) est fondé sur la différence de fréquence (shift) entre l'onde émise et l'onde reçue lorsqu'il y a déplacement relatif de l'émetteur et du récepteur. Ses premières applications au domaine médical sont apparues dans les années 1960. Lorsqu'un faisceau d'ultrasons émis par une source rencontre un objet immobile, la fréquence réfléchie par cet objet est identique à la fréquence émise. Quand l'objet se déplace, la fréquence réfléchie est différente de la fréquence émise : elle augmente lorsque l'émetteur (la source) et le récepteur se rapprochent et diminue dans le cas contraire (11). Cette différence (ΔF) entre la fréquence d'émission (F_e) et la fréquence de réception (F_r) s'appelle la fréquence Doppler, elle est exprimée en Hertz (Hz) et est située dans un spectre audible (entre 20 et 20 kHz) (Figure 1A).

Ainsi, l'effet Doppler permet de détecter les mouvements au sein des tissus, notamment le mouvement des hématies dans un vaisseau et la fréquence Doppler varie avec la vitesse du flux sanguin (9).

La fréquence Doppler ΔF , s'exprime par la relation suivante (Figure 1A) :

$$\Delta F = \frac{2F \times v \times \cos \theta}{c}$$

L'angle θ est un paramètre clé de la fréquence Doppler et correspond à l'angle formé par l'axe de circulation des hématies et le faisceau d'ondes ultrasonores. Pour un angle θ

égal à 90° , cosinus (\cos) $\theta = 0$, ce qui signifie que ΔF est nulle et le signal Doppler absent. Au contraire, si l'onde émise est dans l'axe du vaisseau sanguin, l'angle θ se rapproche de 0 ($\cos 0 = 1$) et l'effet Doppler est maximal.

Différents modes Doppler et analyse du signal

Trois systèmes d'enregistrement Doppler, complémentaires, sont classiquement utilisés pour mesurer la vitesse du flux sanguin :
 - le Doppler continu, le premier à avoir été utilisé historiquement en cardiologie
 - le Doppler pulsé.

- le Doppler couleur, qui constitue une forme particulière du Doppler pulsé codé en couleur.

Les modes Doppler pulsés sont associés à une analyse spectrale du flux sanguin, représentée soit sous la forme d'une courbe de vitesse des globules rouges dans une portion de vaisseau déterminée ou avec un codage couleur englobant l'ensemble de la structure étudiée, pour le Doppler couleur.

En plus de ces méthodes Doppler conventionnelles, l'écho-Doppler angiopuissance ou énergie, d'utilisation plus récente, mesure l'intensité du flux sanguin, représentée par un codage couleur directement sur l'image échographique 2D.

Mode Doppler continu

Le Doppler continu est fondé sur l'émission et la réception continues d'ultrasons grâce à une sonde (transducteur) possédant une partie émettrice et une partie réceptrice. Ce mode Doppler permet un enregistrement de tous les flux rencontrés sur le trajet de l'onde ultrasonore, qu'ils soient lents ou rapides. Cependant, il n'est pas possible de différencier les flux ni de les localiser s'ils sont alignés sur l'axe ultrasonore. Il n'y a donc pas de repérage de la profondeur d'exploration car il n'y a pas de fenêtre d'écoute (cf infra). Cette technique était utilisée autrefois en obstétrique humaine pour évaluer la fréquence cardiaque fœtale ou le flux sanguin dans les vaisseaux ombilicaux. Le signal analysé était alors acoustique. Ce mode Doppler n'est pas utilisé en reproduction bovine.

Mode Doppler pulsé

Le Doppler pulsé utilise un transducteur qui se comporte alternativement comme un

Figure 1A. Principe de l'effet Doppler. A/F : fréquence d'émission de l'onde ultrasonore par la sonde (entre 2-10 MHz) ; ΔF : différence de fréquence entre l'onde émise et l'onde reçue par la sonde ; v : vitesse des éléments figurés dans le vaisseau ; θ : angle entre l'axe du vaisseau et l'axe du faisceau d'ondes ultrasonores ; c : vitesse moyenne des ultrasons dans les tissus mous (1540 m/s).
 A titre d'exemple, pour un angle θ de 0° , une fréquence $F=5$ MHz et une vitesse des globules rouges moyenne de 10 cm/s, ΔF est de 0,65 kHz, c'est-à-dire dans le spectre audible.

Figure 1B. Principe du Doppler pulsé : l'émission spectrale du signal F est discontinue et inversement proportionnelle à la profondeur. Le nombre de signaux émis par seconde est la PRF (11). Les vitesses du volume sanguin ne sont analysées que pendant une fenêtre d'écoute relativement courte, ce qui nécessite de délimiter la portion du vaisseau ou la structure d'intérêt sur une image échographique 2D.

Figure 1A

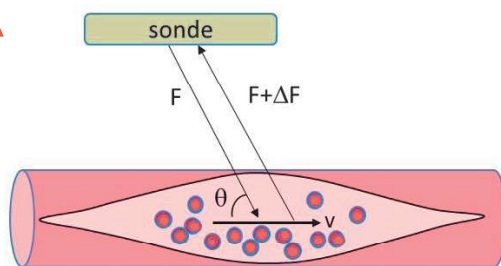
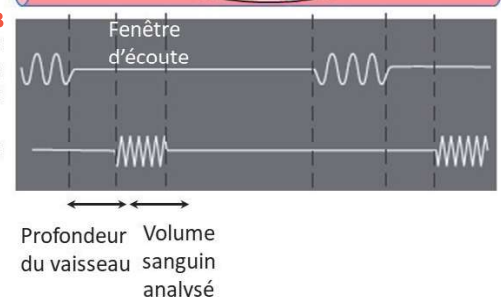


Figure 1B

Emission F : ce signal est émis à une fréquence appelée PRF

Réception $F + \Delta F$



Crédit : ENVT

émetteur de l'onde ultrasonore puis comme le récepteur du faisceau réfléchi. La sonde doit donc attendre le retour de l'onde ultrasonore avant d'émettre une nouvelle impulsion (**Figure 1B**). Le nombre de signaux émis par seconde correspond à la fréquence de répétition ou PRF (*pulse repetition frequency*). Entre deux impulsions, le signal réfléchi est analysé pendant une durée très courte appelée fenêtre d'écoute.

En raison de cette PRF qui caractérise le Doppler pulsé, les vitesses ne sont mesurées que dans un volume déterminé (volume échantillon correspondant à une portion de vaisseau sanguin, délimitée par les deux curseurs sur la ligne de tir (**Figure 2**) ou porte Doppler correspondant à la zone délimitée pour le Doppler couleur (**Figure 3**)). Cette délimitation est nécessaire pour garantir une cadence d'images suffisamment élevée pour permettre une analyse du spectre en temps réel.

La PRF est inversement proportionnelle à la profondeur du flux sanguin que l'on veut analyser. Une PRF basse est nécessaire pour explorer des structures en profondeur et détecter des flux lents (la fréquence de répétition est basse pour laisser à l'onde réfléchie le temps de revenir à la sonde). Une PRF élevée est nécessaire pour analyser les flux rapides (par exemple les flux aortiques ou intra-cardiaques). Des valeurs élevées de PRF peuvent être utilisées pour évaluer des zones circonscrites et proches de la sonde (le temps de retour des ondes ultrasonores est court).

En pratique, l'opérateur choisit la profondeur d'exploration sur une image échographique 2D. Pour évaluer les paramètres hémodynamiques dans un vaisseau déterminé (Doppler pulsé monoporte), l'opérateur peut choisir le volume de l'échantillon pour lequel les paramètres hémodynamiques seront analysés, cette délimitation permet de réduire la fenêtre d'écoute (**Figure 2**).

Pour le Doppler pulsé couleur, l'opérateur délimite la porte Doppler sur une image échodoppler couleur (**Figure 4A**).

Le principal avantage du mode Doppler pulsé est sa capacité à déterminer de façon précise la localisation d'un flux sanguin. Son principal désavantage est qu'il existe une vitesse maximale mesurable, appelée limite de Nyquist au-delà de laquelle apparaît un artefact, dénommé artefact d'aliasing. Cet artefact survient quand la PRF est basse, inférieure à deux fois la fréquence Doppler analysée (ΔF). Dans

ce cas, le codage des fréquences élevées apparaît inversé. En Doppler couleur (cf infra), les couleurs sont alors inversées, et en Doppler spectral, la partie de la courbe des vitesses excédant cette limite est tronquée, le spectre est replié. Cet artefact apparaît notamment quand le flux est mesuré à une profondeur importante. En effet, le Doppler pulsé présente une double contrainte :

- la profondeur explorée (D) détermine et limite la PRF, selon l'équation suivante $2D=c/PRF$ (la PRF est l'inverse du temps que met l'impulsion pour aller de la sonde au vaisseau sanguin ou à la structure étudiée, c = vitesse des ultrasons dans les tissus mous de 1540 m/s). Ainsi, pour une PRF de 5-7 kHz (utilisée pour mesurer le flux sanguin de l'artère utérine, par exemple), la profondeur maximale D est de 11-15 cm).

- la PRF à son tour limite la fréquence Doppler ($PRF < 2 \times \Delta F$) et la vitesse maximale mesurable.

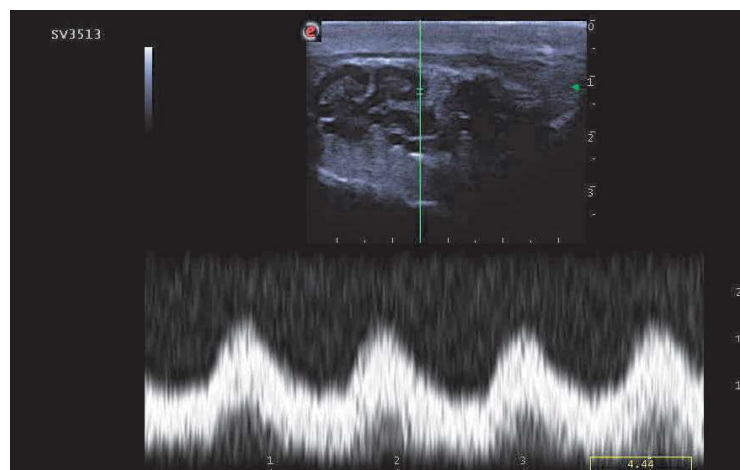
En pratique, pour une structure située en profondeur, le temps de retour du signal est long, il est donc nécessaire d'abaisser la PRF pour que le signal soit reçu avant que le suivant soit émis. Ceci a pour conséquence d'abaisser la valeur de vitesse mesurable sans aliasing. Et dans ce cas, il est nécessaire de diminuer la fréquence d'émission F_0 à 2-3 MHz, pour diminuer la vitesse V , selon l'équation suivante :

$$V = \frac{\Delta F \times c}{2F_0 \times \cos \theta}$$

En reproduction bovine, ce phénomène d'aliasing ne pose généralement pas de problème. En effet, pour les structures ovariennes, la profondeur d'exploration est faible. Par ailleurs, les débits sanguins des organites

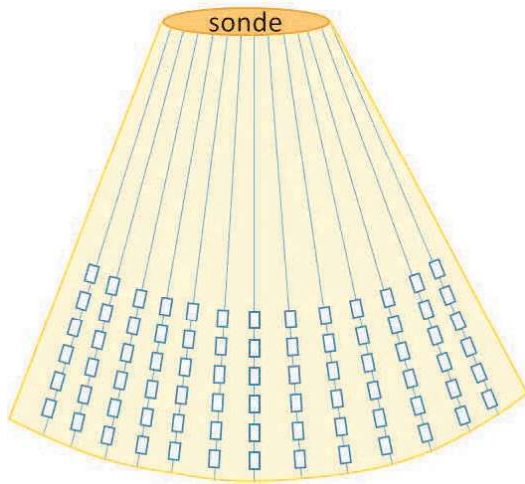
Figure 2. Image échographique en mode B de l'artère testiculaire très circonvolutionnée du taureau. La profondeur est limitée à 4 cm.

Le volume sanguin sur lequel les paramètres hémodynamiques sont mesurés est très réduit. Il est situé entre les deux curseurs sur la ligne de tir verte. La ligne de tir est dans l'alignement de la portion d'artère testiculaire pour minimiser l'angle θ . La courbe indique les vitesses du flux sanguin dans la portion de l'artère sélectionnée (cf infra).



Crédit : ENVT

Figure 3. Doppler couleur : représentation schématique des multiples volumes d'échantillonnage : ces nombreuses portes Doppler vont générer la carte couleur du flux analysé. Dans chacun des volumes d'échantillonnage, la couleur obtenue est la résultante de celle correspondant à la moyenne des vitesses à cet endroit.

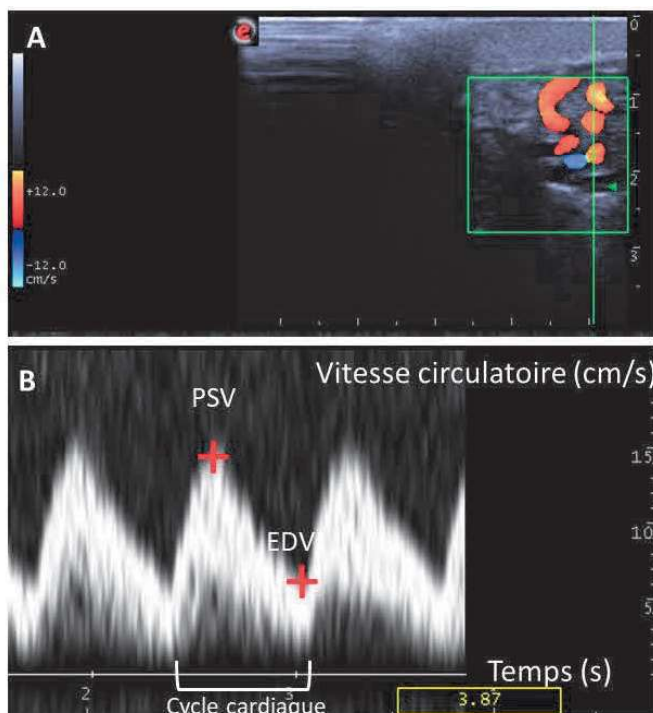


Crédit : ENVT

Figure 4. Image écho-Doppler couleur et analyse spectrale du flux sanguin de l'artère testiculaire du taureau.

A : image écho-Doppler couleur. Le carré vert représente la porte Doppler, qui doit être limitée. La portion de l'artère testiculaire dont le flux sanguin est analysé, est délimitée par les deux traits sur la ligne de tir verticale. Les couleurs représentent le sens du flux sanguin de l'artère testiculaire qui est très circonvolutionnée. Dans la fenêtre sélectionnée, des portions d'artère ont un flux sanguin dirigé vers la sonde (orange) ou qui s'éloigne de la sonde (bleu). Le flux est plus important au niveau de la portion d'artère en haut à droite (couleur jaune orangé).

B : analyse spectrale correspondant au flux à l'intérieur de la portion de l'artère testiculaire délimitée par les deux traits, sur la ligne de tir verticale (Figure 4A). L'analyse spectrale décrit plusieurs cycles cardiaques. Les vitesses maximales au pic systolique (PSV) et en fin de diastole (EDV) sont indiquées par les croix rouges.



Crédit : ENVT

ovariens, de l'artère utérine, ombilicale ou testiculaire sont peu élevés. En revanche, cette limite pourrait poser problème pour la mesure des flux fœtaux élevés, aortique ou intracardiaque, notamment lors d'échographie transabdominale (exploration profonde).

Mode Doppler couleur

Le mode Doppler couleur constitue une forme particulière de Doppler pulsé : à la place d'un simple volume sanguin situé sur une ligne de tir (Doppler pulsé monoporte), une image bidimensionnelle du flux est créée grâce à l'utilisation de plusieurs lignes de tir et pour chacune d'entre elles, plusieurs volumes sanguins (**Figure 3**). On parle alors de Doppler multiligne et multiporte. L'image obtenue à l'écran est le résultat de l'analyse simultanée de l'ensemble de ces volumes sanguins au niveau de la porte Doppler. Il n'est pas possible de représenter les signaux Doppler en chaque point par des courbes. Ils sont donc codés en couleur en fonction de 3 paramètres du flux sanguin : la direction, la vitesse, et enfin son caractère laminaire (vitesse et direction des globules rouges identiques) ou turbulent (flux anormal caractérisé par des vitesses et des directions des globules rouges différentes). Ce mode Doppler couleur constitue une avancée technologique car il permet une cartographie dynamique des flux, qui est superposée à l'image échographique en temps réel de la structure.

Cependant, le Doppler couleur, à lui seul, ne permet pas la mesure des vitesses ; il peut être complété par une analyse spectrale sur un volume sanguin déterminé (cf. Analyse spectrale et **Figure 4**).

L'écho-Doppler couleur doit faire face à deux contraintes particulières :

- L'analyse en temps réel d'un très grand nombre d'informations, ce qui impose de limiter la surface des structures analysées (porte Doppler).

- Comme pour le Doppler pulsé, le Doppler couleur est soumis à l'artéfact d'aliasing pour des vitesses et des profondeurs d'exploration élevées.

Analyse spectrale

L'analyse spectrale exprime graphiquement l'ensemble des ΔF enregistrées au sein du flux sanguin étudié. Les résultats obtenus sont représentés sous forme de courbes représentant les vitesses des globules rouges en fonction du temps, avec pour chaque point, une brillance

correspondant à la prévalence relative des différentes vitesses (tous les globules rouges n'ont pas la même vitesse).

La représentation de l'analyse spectrale peut se faire sous forme de courbe (Doppler pulsé monoporte) et dans ce cas, l'examen écho-Doppler consiste à choisir le long d'un axe positionné sur l'image échographique 2D ou sur une image écho-Doppler couleur, la portion de vaisseau sanguin à analyser (artère testiculaire, artère ou veine utérines ou ovariennes) (**Figure 4**).

Pour représenter l'ensemble de l'analyse spectrale au sein d'une structure (corps jaune ou follicule), un codage couleur est utilisé directement sur l'image échographique en mode B (**Figure 5**). Ces deux images ne sont pas construites en même temps et généralement l'image échographique est gardée en mémoire. Cela implique que l'opérateur doit conserver la sonde immobile lors de l'acquisition de l'image Doppler couleur.

Par convention, les flux qui se rapprochent de la sonde sont colorés en rouge et les flux qui s'en éloignent sont colorés en bleu. Pour une même direction, plus la vitesse du flux sanguin est importante plus le ton de la couleur est marqué. La dispersion spectrale (différence entre la fréquence moyenne et la fréquence maximale) est également codée en couleur, le plus souvent en vert ou en jaune (**Figure 5**). Cette dispersion fréquentielle est augmentée en cas de flux turbulent.

L'écho-Doppler permet de caractériser les paramètres hémodynamiques suivants :

- La vélocité systolique maximale (PSV : Peak Systolic Velocity) : elle représente la vitesse systolique maximale du sang dans un vaisseau
- La vélocité à la fin de la diastole (EDV : End Diastolic Velocity) : elle représente la vitesse du sang à la fin d'un cycle cardiaque c'est-à-dire à la fin de la diastole.
- La vélocité moyenne (MV : Medium Velocity) représente la vitesse moyenne du sang sur la période considérée.
- Le rapport de la vélocité systolique et diastolique (S/D : Systolic/Diastolic)
- L'index de résistance (RI : Resistance Index= $(PSV-EDV)/PSV$) et l'index de pulsatilité (PI : Pulsatility Index= $(PSV-EDV)/MV$) : ces deux paramètres reflètent la résistance circulatoire en aval, le RI étant plus adapté à des artères de basse résistance circulatoire. Ces deux indices évoluent dans le même sens : ils augmentent lorsque la résistance circulatoire d'aval augmente, diminuent

dans le cas contraire.

Le spectre de fréquences peut être modifié selon :

- La position du volume sanguin évalué (ou volume échantillon) : les gammes de vitesses au centre du vaisseau sanguin ne sont pas identiques à celles mesurées à proximité de la paroi. Il est donc important d'ajuster le volume échantillon au centre du vaisseau (**Figure 6**).

- La taille du volume échantillon : plus le volume d'échantillonnage est grand, incluant la paroi et le centre du vaisseau sanguin, plus la gamme de fréquences est élevée.

- Le niveau de gain spectral : des points à faible énergie peuvent apparaître sur la courbe spectrale ou sur l'image écho-Doppler pour des gains élevés, alors qu'ils ne seront pas représentés pour des gains faibles.

- La PRF : son niveau détermine l'échelle de fréquences de l'analyse spectrale, elle est fonction de la vitesse du flux sanguin et de la profondeur du vaisseau analysé

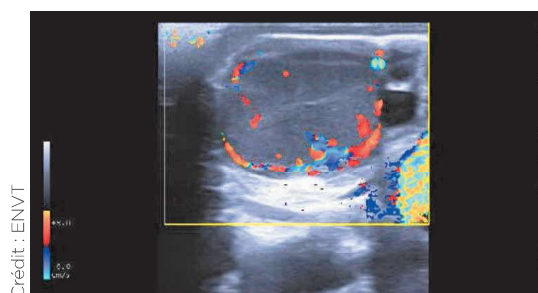
- Les filtres : les structures adjacentes à l'écoulement, comme les parois, génèrent des signaux de forte intensité et de basse fréquence. Des filtres permettent d'éliminer ces basses fréquences. Cependant, ces filtres doivent être ajustés au minimum nécessaire pour conserver les signaux de basse fréquence d'intérêt.

Mode angiopuissance ou Doppler énergie

Contrairement aux méthodes Doppler conventionnelles qui mesurent la vitesse du flux sanguin, l'écho-Doppler puissance mesure l'intensité du flux sanguin, c'est-à-dire le nombre de globules rouges se déplaçant dans un vaisseau par unité de temps. Il ne dépend pas de l'angle d'incidence de l'onde ultrasonore. Le mode puissance est 3 à 5 fois plus sensible aux flux que le Doppler couleur. Il permet ainsi de détecter des flux sanguins faibles et offre une bonne résolution spectrale.

Ce mode est la technique de choix pour évaluer

Figure 5. Image écho-Doppler couleur de l'ovaire, montrant la vascularisation du corps jaune de vache. Dans la fenêtre sélectionnée (rectangle jaune), des portions de vaisseaux lutéaux ont un flux sanguin dirigé vers la sonde (rouge-orange) ou qui s'éloigne de la sonde (bleu) foncé à bleu clair. La zone colorée en jaune-bleu en bas à droite correspond à l'artère ovarienne et montre un flux sanguin plus important (couleur jaune orangé). Les zones de couleur turquoise pourraient être liées à des turbulences. Cette analyse spectrale est une représentation en couleur des flux, mais elle ne permet pas la mesure précise des vitesses des flux en tout point (vélocités).



Crédit : ENVIT

Figure 6. Images écho-Doppler couleur et analyse spectrale du flux sanguin de l'artère testiculaire du taureau en fonction du positionnement du volume sanguin évalué. Le positionnement du volume sanguin est indiqué entre les deux curseurs sur la ligne de tir. Quand la mesure est effectuée au centre de l'artère testiculaire, les gammes de fréquence sont plus homogènes (à gauche), comparativement à un positionnement en bordure du vaisseau (à droite).

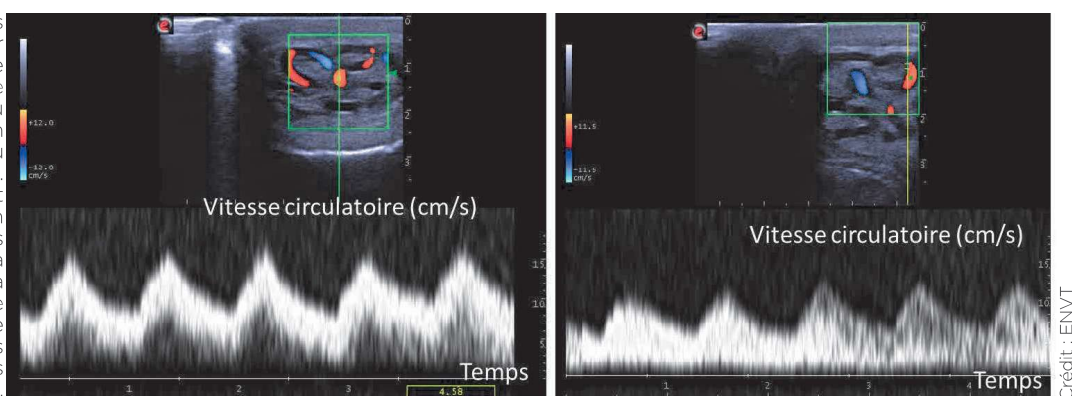
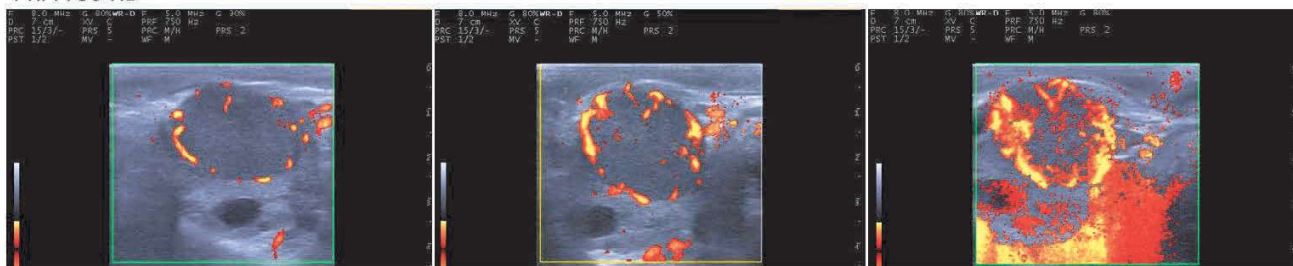


Figure 7. Images écho-Doppler énergie d'un corps jaune moyennement vascularisé, illustrant l'importance de deux paramètres, la PRF et le gain spectral sur la qualité de la vascularisation lutéale.

Les PRF sont respectivement de 750 et 1200 Hz, pour les images du haut et du bas. Le gain spectral a varié, de gauche à droite de 30%, 50-51% à 80%. Avec une fenêtre d'exploration limitée (4,5 cm x 5 cm), la PRF a peu d'influence sur la qualité de l'image. En revanche, le gain spectral de 80% entraîne un bruit de fond très important, ne permettant pas d'interpréter l'image échoDoppler lutéale.

PRF: 750 Hz

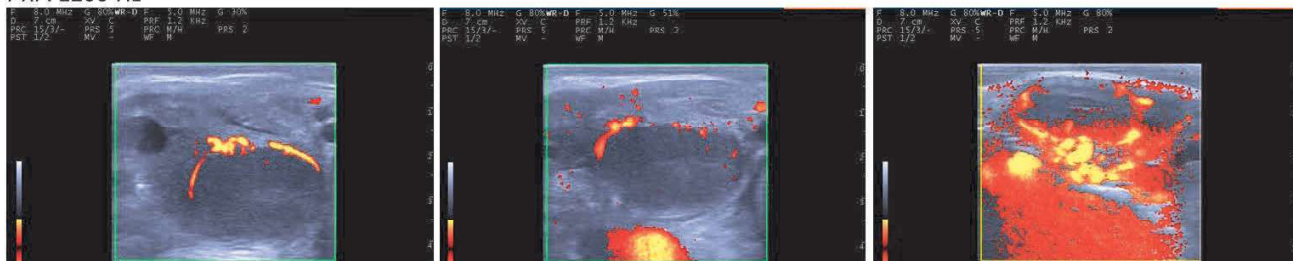


Gain spectral : 30 %

Gain spectral : 50-51 %

Gain spectral : 80 %

PRF: 1200 Hz



la vascularisation diffuse et en surface des parenchymes, comme les structures lutéales. Cependant, ce signal est très sensible aux artefacts de mouvement, liés par exemple aux contractions péristaltiques, ce qui nécessite une bonne maîtrise de l'échographie transrectale. Par ailleurs, la cadence image obtenue est faible et nécessite donc de bien limiter la fenêtre d'exploration. Ce mode angiopuissance ne permet pas d'avoir des informations sur l'hémodynamique intravasculaire.

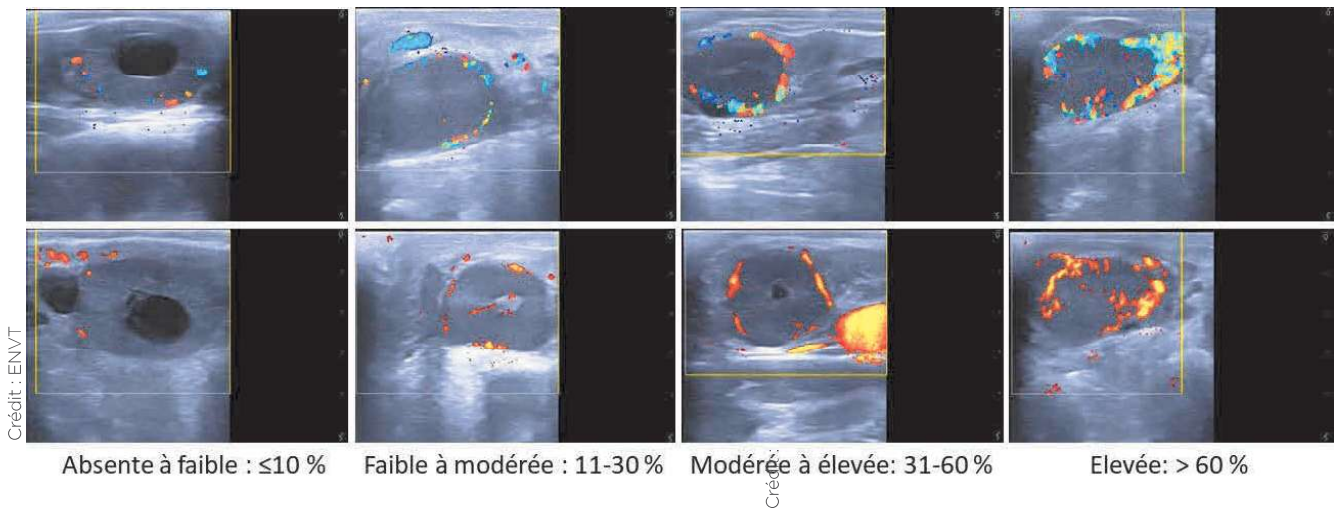
Cette technique a été développée dans les années 2000 en gynécologie vétérinaire, pour évaluer le stade des follicules et corps jaunes (5,19), mais également pour améliorer le diagnostic des affections ovariennes ou

utérines. Ainsi, dans la pratique de nos élevages, une évaluation semi-quantitative de l'intensité du flux sanguin (score du % du périmètre vascularisé de l'organite ovarien) est réalisable en quelques minutes.

Optimisations et réglages

Fréquences Doppler utilisées

La fréquence d'émission pour le Doppler est généralement plus faible que celle du mode B. Comme en mode B, la fréquence d'émission de la sonde doit être adaptée à la région étudiée : pour les vaisseaux profonds (5-10 cm), les sondes utilisées sont de 3 MHz, pour les vaisseaux superficiels (4-5 cm), la fréquence Doppler varie de 5 à 10 MHz.



Crédit : ENVT

Crédit : ENVT

Angle de tir

Nous avons vu que l'angle θ formé par l'axe du faisceau Doppler et celui du vaisseau étudié a un impact important sur le calcul de la ΔF . Un angle supérieur à 40° n'est pas acceptable compte tenu de l'erreur qu'il entraîne sur le calcul de la vitesse (plus de 20 % d'erreur (11)). Par conséquent, pour évaluer les flux sanguins en mode échodoppler pulsé, il est nécessaire de choisir un vaisseau et de placer la ligne de tir dans l'axe du vaisseau (Figures 2 et 6). Cet angle n'a pas d'influence pour l'écho-Doppler énergie.

Réglages en fonction de la gamme de vitesses

La vitesse du sang dans les artères diminue avec leur diamètre. De 30 à 40 cm/s dans les grosses artères (artère utérine), elle passe à 15-25 cm/s dans les moyennes, comme l'artère testiculaire et n'est plus que de 5 à 10 cm/s dans les artérioles (vascularisation lutéale par exemple).

La fréquence Doppler analysée (ΔF) est généralement plus élevée pour des vitesses circulatoires importantes. Or, si la PRF est trop faible (inférieure au double de ΔF), des interférences apparaissent, encore appelées aliasing. Ce phénomène d'aliasing se traduit par un écrêtage de la courbe de vitesse ou par une inversion de couleur (en doppler couleur). Pour supprimer ce phénomène d'aliasing, on peut augmenter la PRF ou diminuer la fréquence de la sonde (pour diminuer ΔF).

Choix des filtres

Le filtre de paroi doit être réglé et adapté au diamètre du vaisseau étudié, pour ne pas masquer les fréquences basses d'intérêt. Cependant, l'intérêt du mode Doppler pulsé est de mesurer des flux de basse vélocité, un filtrage bas doit être utilisé, de 50-400 Hz.

Ainsi, pour les structures parenchymateuses, comme les corps jaunes, le filtre de paroi est de 50-100 Hz (cf Fiche pratique).

Réglage du gain

Le gain spectral et le gain couleur doivent être également adaptés afin de limiter le « bruit de fond » spectral ou coloré.

L'influence des réglages (gain Doppler et PRF) sur des images Doppler énergie du corps jaune est illustrée sur la Figure 7. L'évaluation de la vascularisation est généralement réalisée sur le plus grand diamètre du corps jaune et sur une image bien stabilisée.

Réglage du volume de mesure

Pour une analyse spectrale, la taille du volume de mesure doit être adapté au vaisseau, de 1 mm pour l'artère testiculaire à quelques mm pour l'artère utérine. En doppler couleur ou puissance, la taille de la fenêtre d'écoute doit être limitée à la structure ou au vaisseau étudié pour conserver une cadence image satisfaisante.

Détermination du degré de vascularisation

Dans les études expérimentales, des scores de vascularisation semi quantitatifs ont été établis sur des images gelées ou de courts enregistrements (5 sec) (1,25) (Figure 8).

Les zones colorées peuvent également être analysées de manière quantitative au moyen de logiciels spécifiques qui permettent de dénombrer les pixels et l'intensité de leur couleur (1). A titre d'exemple citons ImageJ (National Institutes of Health, Bethesda, MD ; 1,6,7), VirtualDub (12), MyLabOne software (Esaote ; 21), Image Pro Plus®(26) ou encore PixelFlux (Charmeleon software, Allemagne) (20,24). Ces logiciels permettent de sélectionner et de dénombrer les pixels des images obtenues et ainsi d'analyser des

Figure 8. Exemples de scores de vascularisation lutéale périphérique pour le mode écho-Doppler couleur (en haut) ou écho-Doppler puissance (en bas)

Fiche pratique. Quels réglages échodoppler et pour quelles structures explorées en reproduction bovine ?

Les réglages sont à adapter en fonction des caractéristiques et des performances de l'appareil, de la profondeur de la structure et de la vitesse des flux sanguins.

Application	Flux sanguin (cm/s)-spectre de vitesses	Type de doppler	Profondeur	volume sanguin (diamètre)	Fréquence doppler	PRF (kHz)	Gain spectral	Filtre (Hz)
Evaluation des organites ou des kystes ovariens	5-10	couleur ou power	3,5-7	sans objet	5-8	0,75-2	50-60	50-100
Artère testiculaire	15-25		4-5	1 mm	5-8	1,5-2	70	
Artère utérine	15-40 cm/s utérus vide et 100-250 cm/s dernier tiers de gestation et jusqu'à 5 j postpartum	analyse spectrale (associée au doppler couleur)	5-10	quelques mm (diamètre de l'artère 3-5 mm femelle vide et 10-12 mm femelle gravide)	3-5	5-7	à adapter	100-400
Vaisseaux fœtaux	<2000		dépend de la position du fœtus	quelques mm	2-4	5-7		

Ces paramètres donnés à titre indicatif sont à ajuster pour obtenir des courbes spectrales de vitesse bien définies (analyse spectrale).

données quantitatives (10).

Cette analyse quantitative ou semi-quantitative de la vascularisation nécessite toutefois d'optimiser les réglages, en fonction de la structure à analyser et d'éliminer les images présentant des artefacts.

Conclusion

Une bonne connaissance du principe et des différents modes d'écho-Doppler est un préalable indispensable à son utilisation sur le terrain. Ces informations permettront au praticien d'adapter les réglages de l'appareil en fonction des structures évaluées. La fiche pratique 1 résume les principaux réglages Doppler utilisés en reproduction bovine.

BIBLIOGRAPHIE

- 1 - ANDRADE JPN, ANDRADE FS, GUERSONA YB, DOMINGUES RR, GOMEZ-LEON VE, CUNHA TO, JACOBA JCF, SALES JN, MARTINS JPN, MELLO MRB. Early pregnancy diagnosis at 21 days post artificial insemination using corpus luteum vascular perfusion compared to corpus luteum diameter and/or echogenicity in Nelore heifers. Anim. Reprod. Sci.2019;209:106144. <https://doi.org/10.1016/j.anireprosci.2019.106144>
- 2 - BOLLWEIN H, MEYER HH, MAIERL J, WEBER F, BAUMGARTNER U, STOLLA R. Transrectal Doppler sonography of uterine blood flow. Theriogenology. 2000; 53(8):1541-1552. [https://doi.org/10.1016/S0093-691X\(00\)00296-x](https://doi.org/10.1016/S0093-691X(00)00296-x)
- 3 - BOLLWEIN H, BAUMGARTNER U, STOLLA R. Transrectal Doppler sonography of uterine blood flow in cows during pregnancy. Theriogenology.2002;57:2053-61. [https://doi.org/10.1016/S0093691X\(02\)00706-9](https://doi.org/10.1016/S0093691X(02)00706-9)
- 4 - BOLLWEIN H, LÜTTGENAU J, HERZOG K. Bovine luteal blood flow: basic mechanism and clinical relevance. Reprod Fertil Dev. 2013;25(1):71-9. <https://doi.org/10.1071/RD12278>.
- 5 - BOLLWEIN H, HEPPELMAN M, LÜTTGENAU J. Ultrasonographic Doppler Use for Female Reproduction Management. Vet. Clin. Food Anim. 2016,32 :149-164. <http://dx.doi.org/10.1016/j.cvfa.2015.09.005>.
- 6 - BRITO LS, ANA KARINA DA SILVA CAVALCANTE, ALEXANDRA SOARES RODRIGUES, PRISCILA

BIBLIOGRAPHIE

- ASSIS FERRAZ , RODRIGO FREITAS BITTENCOURT, LUIZ DI PAOLO MAGGITI JUNIOR, ISABELA COSTA VASCONCELOS, BIA SANTOS SOUZA CAROSO, MAICON PEREIRA LENTS, MARCUS VINICIUS GALVAO LOIOLA, MONICA MADRIGAL-VALVERDE, MORGANA CARDOSO BRASILEIRO BORGES BASTOS, OSVALDO SANTOS DE BRITO, ANTONIO DE LISBOA RIBEIRO. Evaluation of ImageJ software in ultrasonic image analysis: Follicular and luteal morphological characteristics of cattle. *Filho. Animal Reproduction Science*. 2022 ;236 : 106907. <https://doi.org/10.1016/j.anireprosci.2021.106907> .
- 7 - DIAZ, P. U., E. M. BELOTTI, U. S. NOTARO, N. R. SALVETTI, C. J. M. LEIVA, L. I. DURANTE, B. E. MARELLI, M. L. STANGAFERRO, AND H. H. ORTEGA. Hemodynamic changes detected by Doppler ultrasonography in the ovaries of cattle during early development of cystic ovarian disease. *Anim. Reprod. Sci.* 2019; 209:106164. <https://doi.org/10.1016/j.anireprosci.2019.106164>
- 8 - FONTES PLP, OOSTHUIZEN N. Applied Use of Doppler Ultrasonography in Bovine Reproduction. *Front. Anim. Sci.* 2022;3:912854. <http://dx.doi.org/10.3389/fanim.2022.912854>
- 9 - GINTHER OJ, SILVA LA, ARAUJO RR, BEG MA. Temporal associations among pulses of 13, 14-dihydro-15-keto-PGF_{2α}, luteal blood flow, and luteolysis in cattle. *Biol.Reprod.*2007 ;76:506-513.
- 10 - GINTHER OJ. How ultrasound technologies have expanded and revolutionized research in reproduction in large animals. *Theriogenology*. 2014 ;81 :112–125. <http://dx.doi.org/10.1016/j.theriogenology.2013.09.007>.
- 11 - GRATALOUP-ORIEZ, CHARPENTIER A. Principes et techniques de l'échographie-Doppler. *Encyclopédie médico-chirurgicale*. 1999;35-003-C-10. 10p.
- 12 - GUIMARAES CR, OLIVEIRA ME, ROSSI JR, FERNANDES CA, VIANA JH, PALHAO MP. Corpus luteum blood flow evaluation on Day 21 to improve the management of embryo recipient herds. *Theriogenology*.2015;84:137-41.
- 13 - HANZEN CH., LAURENT Y., JAKOVLJEVIC S. Applications de l'échographie en reproduction bovine. 1. L'examen des ovaires. *Ann. Méd. Vet.*, 1992, 137,13-18.
- 14 - HANZEN CH., LAURENT Y., JAKOVLJEVIC S. Applications de l'échographie en reproduction bovine. 2. L'utérus gravide et non-gravide. *Ann. Méd. Vet.*, 1993, 137,93-101.
- 15 - HANZEN CH., GOFFIN L. Application de l'échographie à la ponction des follicules ovariens. *Ann. Méd. Vet.*, 1998 ; 142, 81-91.
- 16 - HERZOG K, BOLLWEIN H. Application of Doppler ultrasonography in cattle reproduction. *Reprod.Dom. Anim.*2007; 42:51–58.
- 17 - LÜTTGENAU J, BOLLWEIN H. Evaluation of bovine luteal blood flow by using color Doppler ultrasonography. *Reproductive biology*. 2014;14:103–109. Review.
- 18 - MATSUI M, MIYAMOTO A. Evaluation of ovarian blood flow by colour Doppler ultrasound: practical use for reproductive management in the cow. *Vet. J.* 2009;181:232–240.
- 19 - MIYAMOTO A, SHIRASUNA K, HAYASHI KG. A potential use of color ultrasound as a tool for reproductive management: new observations using color ultrasound scanning that were not possible with Imaging only in black and white. *J. Reprod. Dev.* 2006;52:153–160.
- 20 - MURAT CAN DEMIR M, KAÇAR C, POLAT B. Evaluation of the relationship between placentome perfusion, echotexture, and endocrine changes in cows at the end of pregnancy. *Theriogenology*. 2022;194:83-91. <https://doi.org/10.1016/j.theriogenology.2022.09.022> .
- 21 - NANAS I, BARBAGIANNI M, DADOULI K, DOVOLOU E, AMIRIDIS GS. Ultrasonographic findings of the corpus luteum and the gravid uterus during heat stress in dairy cattle. *Reprod. Domest. Anim.* 2021 ;56(10):1329-1341. <https://doi.org/10.1111/rda.13996> .
- 22 - PUGLIESI G, REZENDE R, SILVA J, LOPES E, NISHIMURA T, BARUSELLI P, BINELLI M. Use of Doppler ultrasonography in timed-AI and ET programs in cattle. *Revista Brasileira De Reprodução Animal*. 2017 ; 41 : 140–150.
- 23 - SAMIR H, RADWAN F, WATANABE G. Advances in applications of color Doppler ultrasonography in the andrological assessment of domestic animals: A review. *Theriogenology*. 2021 ;161 : 252-261. <https://doi.org/10.1016/j.theriogenology.2020.12.002>
- 24 - SCULLY S, EVANS ACO, DUFFY P, CROWE MA. Characterization of follicle and CL development in beef heifers using high resolution three-dimensional ultrasonography. *Theriogenology*.2014;81:407–18.
- 25 - VELHO GDS, ROVANI MT, FERREIRA R, GASPERIN BG, DALTO AGC. Blood perfusion and diameter of bovine corpus luteum as predictors of luteal function in early pregnancy. *Reprod. Domest. Anim.* 2022;57(3):246-252. <https://doi.org/10.1111/rda.14046> .
- 26 - VRISMAN DP, BASTOS NM, ROSSI GF, RODRIGUES NN, BORGES LPB, TAIRA AR, DE PAZ CCP, NOGUEIRA GP, TEIXEIRA PPM, MONTEIRO FM, OLIVEIRA MEF. Corpus luteum dynamics after ovulation induction with or without previous exposure to progesterone in prepubertal Nelore heifers. *Theriogenology*. 2018;106:60-68. <https://doi.org/10.1016/j.theriogenology.2017.10.018>
- 27 - YANEZ U, BECERRA JJ, HERRADON PG, PEÑA AI, QUINTELA LA. Ecografía Doppler y su aplicación en reproducción bovina: revisión. *ITEA-Inf. Tec. Econ. Agrar.* 2021, 118(1): 82-100. <https://doi.org/10.12706/itea.2021.019>
- 28 - YÁÑEZ, U., MURILLO, A. V., BECERRA, J. J., HERRADÓN, P. G., PEÑA, A. I., & QUINTELA, L. A. Comparison between transrectal palpation, B-mode and Doppler ultrasonography to assess luteal function in Holstein cattle. *Frontiers in Veterinary Sciences*. 2023, 10 : 1162589. <https://doi.org/10.3389/fvets.2023.1162589>