

ECOLE NATIONALE VETERINAIRE DE LYON

Année 2007 - Thèse n° ...

***PLACE DE L'ECHOGRAPHIE DANS LE DIAGNOSTIC DES
RUPTURES DU LIGAMENT CROISE CRANIAL CHEZ LE
CHIEN :
ETUDE CLINIQUE SUR TREIZE CHIENS***

THESE

Présentée à l'UNIVERSITE CLAUDE-BERNARD - LYON I

(Médecine - Pharmacie)

et soutenue publiquement le 17 septembre 2007

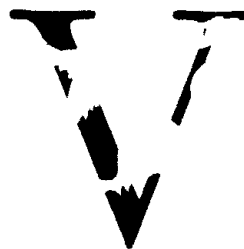
pour obtenir le grade de Docteur Vétérinaire

par

Emilie KRAFFT

Née 10 août 1984

à Mulhouse



ECOLE NATIONALE VETERINAIRE DE LYON

Année 2007 - Thèse n° ...

***PLACE DE L'ECHOGRAPHIE DANS LE DIAGNOSTIC DES
RUPTURES DU LIGAMENT CROISE CRANIAL CHEZ LE
CHIEN :
ETUDE CLINIQUE SUR TREIZE CHIENS***

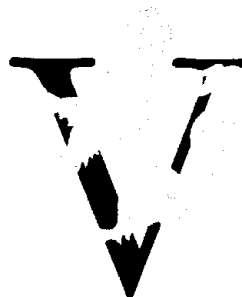
THESE

Présentée à l'UNIVERSITE CLAUDE-BERNARD - LYON I
(Médecine - Pharmacie)

et soutenue publiquement le 17 septembre 2007
pour obtenir le grade de Docteur Vétérinaire

par

Emilie KRAFFT
Née 10 août 1984
à Mulhouse



REMERCIEMENTS

A Monsieur le Professeur ITTI, de la Faculté de médecine de Lyon,
Qui m'a fait l'honneur d'accepter la présidence de cette thèse,
Tous mes hommages les plus respectueux.

A Monsieur le Professeur Viguié, de l'Ecole Nationale Vétérinaire de Lyon,
Qui m'a guidée durant la réalisation de ce travail,
En témoignage de ma gratitude et de mon profond respect.

A Monsieur le Professeur Genevois, de l'Ecole Nationale Vétérinaire de Lyon,
Qui a accepté de participer à notre jury de thèse,
Qu'il trouve ici l'expression de ma gratitude.

Au Docteur Carozzo, de l'Ecole Nationale Vétérinaire de Lyon,
Qui nous a proposé ce travail et encadrée durant sa réalisation,
Pour sa gentillesse, sa patience et sa bonne humeur,
Sincère reconnaissance.

Aux Docteurs Sonnet et Arnault,
Qui se sont investis dans la réalisation des échographies,
Sincères remerciements.

A toute l'équipe de chirurgie de l'Ecole Nationale Vétérinaire de Lyon,
Qui a collaboré activement à ce travail,
Sincères remerciements.

Au Docteur Rigout-Paulik, de l'Ecole Nationale Vétérinaire de Lyon,
Pour sa disponibilité et son enthousiasme,
Sincères remerciements.

A mes parents, pour votre patience (un jour, j'arriverais à faire un choix) et votre soutien dans les moments difficiles et les autres. Merci pour vos conseils avisés, que je ne suis pas toujours, mais sans lesquels je serais perdue. Merci d'être là, je vous aime.

A mes amis,

A Chloé, colocataire et confidente. La gentillesse incarnée. Ni les années et ni la distance n'auront d'effet. Tu me manques.

A Emilie, parce qu'avec toi rien ne change et que notre amitié est toujours celle qu'elle a été. On ne se voit pas assez souvent et pourtant on se comprend si bien.

A Amélie M, de bon conseil. Cela dit, une certaine expérience avec un mur nous l'a appris, tu caches bien ton jeu.

A Maud, toujours partante !!

A Amélie K, partenaire d'expatriation. On s'éloigne, on se rapproche mais je ne serais jamais loin.

A Lorys, encore là neuf ans plus tard, et à tout ce que l'on ne se dit pas.

A Caro, que l'on ne voit pas assez souvent.

A Fanny, qui se cherche.

A Marion, qui se trouve.

A Mariam, puis-je t'avoir aidée comme tu l'avais fait pour moi en ces temps de prépa. Bonne continuation.

A tous les autres : Pin (Papa !), Nufar, Marie notre poulotte, Anne, Bruno, Laurianne, Laure, Grand et à tout ceux que j'oublie.

A ceux du Québec

A Francis, parce que je lui avais promis (et pour End note en autre)

A Emmanuelle, merci pour ton aide

Aux Docteurs Isabelle et Jean Papadopoulos, Martine et Gerard Lennoz, Céline Porret, pour votre disponibilité et votre accueil chaleureux, pour tout ce que vous m'avez appris et pour m'avoir fait confiance.

TABLE DES MATIERES

INTRODUCTION.....	1
1. ECHOGRAPHIE DU GRASSET CHEZ LE CHIEN : ETUDE BIBLIOGRAPHIQUE.....	3
1.1. BASES PHYSIQUES ET TECHNIQUES DE L'ECHOGRAPHIE MEDICALE	3
<i>1.1.1 Emission des ultrasons.....</i>	<i>4</i>
<i>1.1.2. Propagation des ultrasons et formation des échos.....</i>	<i>4</i>
1.1.2.1. Réflexion et réfraction	5
1.1.2.2. Absorption - Atténuation	7
1.1.2.3. Diffusion	8
<i>1.1.3. Réception des échos et formation de l'image</i>	<i>8</i>
<i>1.1.4. Facteurs de qualité de l'image</i>	<i>10</i>
1.1.4.1. Réglage de la dimension de l'image	10
1.1.4.2. Résolution spatiale	11
1.1.4.3. Résolution en densité	12
1.1.4.3.1. Echelle de gris.....	12
1.1.4.3.2. Réglage des gains.....	12
1.1.4.3.3. Rejet.....	13
1.1.4.4. Amortissement	13
1.1.4.5. Contrôle de la visualisation.....	13
1.1.4.5.1. Brillance ou luminosité	13
1.1.4.5.2. Contraste	14
1.1.4.5.3. Gel de l'image.....	14
1.2. ECHOGRAPHIE ARTICULAIRE	14
<i>1.2.1. Choix du matériel en échographie articulaire.....</i>	<i>14</i>
<i>1.2.2. Echo-anatomie</i>	<i>15</i>
1.2.2.1. Structures péri-articulaires	15
1.2.2.1.1. Peau.....	15
1.2.2.1.2. Tissu sous-cutané	15
1.2.2.1.3. Muscles	15
1.2.2.1.4. Tendons.....	16
1.2.2.2. Structures articulaires.....	20
1.2.2.2.1. Os épiphysaire.....	20
1.2.2.2.2. Cartilage articulaire.....	23

1.2.2.2.3. Tissus mous.....	24
1.2.3. <i>Intérêts et limites de l'échographie articulaire</i>	28
1.3. ACTUALITES EN ECHOGRAPHIE DU GRASSET CHEZ LE CHIEN	28
1.3.1. <i>Rappel d'anatomie du grasset</i>	29
1.3.1.1. L'articulation fémoro-tibiale.....	30
1.3.1.1.1. Les surfaces articulaires.....	31
1.3.1.1.2. Les ménisques.....	31
1.3.1.1.3. Les moyens d'union.....	32
1.3.1.2. L'articulation fémoro-patellaire	34
1.3.1.2.1. Les surfaces articulaires.....	34
1.3.1.2.2. Les moyens d'union.....	34
1.3.1.3. Les synoviales du grasset.....	35
1.3.2. <i>Préparation de l'examen</i>	35
1.3.3. <i>Echographie du grasset sain</i>	36
1.3.3.1. Surfaces articulaires	36
1.3.3.1.1. Articulation fémoro-tibiale	37
1.3.3.1.2. Articulation fémoro-patellaire.....	39
1.3.3.2. Formations complémentaires : les ménisques.....	42
1.3.3.2.1. Ménisque latéral.....	42
1.3.3.2.2. Ménisque médial.....	45
1.3.3.3. Moyens d'union	45
1.3.3.3.1. Capsule articulaire	45
1.3.3.3.2. Ligaments croisés.....	46
1.3.3.3.3. Ligaments collatéraux	49
1.3.3.3.4. Ligament patellaire	49
1.3.3.4. Tendons.....	50
1.3.3.4.1. Tendon du muscle quadriceps.....	50
1.3.3.4.2. Tendon du muscle extenseur commun des doigts.....	51
1.3.3.4.3. Tendon du muscle poplité.....	52
1.3.3.5. Moyens de glissement : les synoviales.....	52
1.3.3.5.1. Membrane synoviale.....	52
1.3.3.5.2. Liquide synovial	52
1.3.3.6. Coussinet graisseux.....	53
1.3.3.7. Conclusion : exploration échographique codifiée du grasset.....	54
1.3.4. <i>Echographie du grasset pathologique</i>	57
1.3.4.1. Lésions ligamentaires.....	57
1.3.4.1.1. Lésions du ligament croisé crânial.....	57
1.3.4.1.2. Lésions du ligament croisé caudal	60
1.3.4.1.3. Lésions des ligaments collatéraux.....	60

1.3.4.1.4. Lésions du ligament patellaire	60
1.3.4.2. Lésions méniscales.....	61
1.3.4.3. Lésions ostéocartilagineuses	64
1.3.4.3.1. Arthrose	64
1.3.4.3.2. Ostéochondrose - ostéochondrite disséquante.....	66
1.3.4.4. Lésions capsulo-synoviales.....	67
1.3.4.4.1. Synovite	67
1.3.4.4.2. Lésions capsulaires	68
1.3.4.4.3. Arthrite septique	69
1.3.4.5. Lésions tendineuses.....	69
1.3.4.5.1. Lésion du tendon du muscle extenseur commun des doigts	69
1.3.4.5.2. Lésion du tendon du muscle poplité.....	69
1.3.4.6. Modification du coussinet graisseux.....	69

2. ETUDE CLINIQUE SUR TREIZE CHIENS..... 71

2.1. OBJECTIF.....	71
2.2. MATERIELS ET METHODES.....	71
2.2.1. <i>Animaux choisis</i>	71
2.2.1.1. Critères d'inclusion	71
2.2.1.2. Critères d'exclusion	72
2.2.2. <i>Echographie du grasset</i>	72
2.2.3. <i>Exploration per-opératoire</i>	73
2.2.4. <i>Création des fiches d'évaluation</i>	73
2.2.5. <i>Analyse statistique</i>	74
2.3. RESULTATS	74
2.3.1. <i>Evaluation du ligament croisé crânial</i>	75
2.3.1.1. Observations cliniques	75
2.3.1.2. Observations échographiques.....	75
2.3.1.3. Observations per-opératoires	76
2.3.1.4. Synthèse	76
2.3.2. <i>Evaluation des ménisques</i>	76
2.3.2.1. Observations cliniques	76
2.3.2.2. Observations échographiques.....	76
2.3.2.3. Observations per-opératoires	77
2.3.2.4. Synthèse	77
2.3.3. <i>Evaluation des synoviales</i>	78
2.3.3.1. Observations échographiques.....	78

2.3.3.2. Observations per-opératoires	78
2.3.3.3. Synthèse	79
2.3.4. <i>Evaluation des ligaments patellaire et collatéraux</i>	79
2.3.5. <i>Evaluation des surfaces osseuses</i>	79
2.3.5.1. Observations échographiques.....	79
2.3.5.2. Observations per-opératoires	80
2.3.5.3. Synthèse	80
2.3.6. <i>Evaluation des tendons</i>	81
2.4. DISCUSSION	81
2.4.1. <i>Choix du matériel</i>	81
2.4.2. <i>Animaux utilisés</i>	82
2.4.3. <i>Critique de la méthode</i>	82
2.4.3.1. Evaluation échographique.....	82
2.4.3.2. Evaluation per-opératoire.....	83
2.4.4. <i>Critique des résultats</i>	83
2.4.4.1. Valeur diagnostique de l'échographie lors de pathologie du grasset avec une sonde de 8-16MHz.....	83
2.4.4.1.1. Valeur diagnostique de l'échographie lors de rupture du ligament croisé crânial	83
2.4.4.1.2. Valeur diagnostique de l'échographie lors de lésions méniscales.....	84
2.4.4.1.3. Valeur diagnostique de l'échographie lors de lésions synoviales	85
2.4.4.1.4. Valeur diagnostique de l'échographie lors de lésions des ligaments collatéraux..	85
2.4.4.1.5. Valeur diagnostique de l'échographie lors de lésions ostéocartilagineuses	86
2.4.4.1.6. Valeur diagnostique de l'échographie lors de lésions tendineuses	86
2.4.4.2. Comparaison de l'échographie avec d'autres examens complémentaires	86
2.4.4.2.1. Radiographie du grasset.....	88
2.4.4.2.2. Tomodensitométrie	93
2.4.4.2.3. IRM.....	94
2.4.4.2.4 Analyse du liquide synovial.....	98
2.4.4.2.5. Arthroscopie.....	98
2.4.4.2.6 Arthrotomie.....	102

CONCLUSION..... 105

ANNEXES

BIBLIOGRAPHIE

TABLE DES FIGURES

Les images échographiques sont présentées avec l'extrémité crâniale du membre située à gauche de l'image.

Figure 1 : Caractéristiques du son	4
Figure 2 : Les lois de Descartes appliquées à l'échographie.....	5
Figure 3 : Problème lié à une mauvaise incidence du faisceau d'ultrasons	6
Figure 4 : Atténuation du signal par le tissu osseux.....	7
Figure 5 : Représentation d'une sonde linéaire (A) et d'une sonde sectorielle (B).	10
Figure 6 : Principe du gain par niveau.....	13
Figure 7 : Image échographique normale de la peau, du tissu sous-cutané et du muscle	16
Figure 8 : Image échographique normale d'un tendon en coupe longitudinale	17
Figure 9 : Image échographique normale d'un tendon en coupe transversale	18
Figure 10 : Rupture tendineuse, hématome.....	19
Figure 11 : Ténosynovite.....	20
Figure 12 : Image échographique normale de l'os	21
Figure 13 : Ostéochondrite disséquante sur la tête humérale	22
Figure 14 : Ostéophytes.....	23
Figure 15 : Image échographique normale du cartilage	24
Figure 16 : Image échographique normale d'un ligament.....	26
Figure 17 : Vue latérale d'un grasset gauche de chien.....	29
Figure 18 : Vue latérale d'un grasset gauche de chien (la capsule articulaire a été enlevée)...	30
Figure 19 : Vue crâniale du grasset gauche de chien (la capsule articulaire a été enlevée).....	30
Figure 20 : Les ménisques du grasset.....	31
A : Vue proximale B : Coupe transversale.....	31
Figure 21 : Grasset gauche d'un chien. Articulation fléchie, vue crâniale.....	33
Figure 22 : Articulation du grasset de chien, vue proximale du plateau tibial après désarticulation.....	34
Figure 23 : Les synoviales du grasset de chien	35
Figure 24 : Condyle fémoral latéral, abord crânial.....	37
Figure 25 : Tubérosité tibiale	39
Figure 26 : Patella, vue supra-patellaire sagittale.....	40
Figure 27 : Patella, vue infra-patellaire sagittale.....	40
Figure 28 : Trochlée, coupe longitudinale.....	41

Figure 29 : Trochlée, coupe transversale.....	42
Figure 30 : Ménisque latéral, abord latéral sagittal	43
Figure 31 : Ménisque latéral, abord caudal sagittal.....	44
Figure 32 : Ménisque médial, abord médial sagittal	45
Figure 33 : Capsule articulaire, vue suprapatellaire sagittale.....	46
Figure 34 : Ligament croisé crânial.....	47
Figure 35 : Ligament patellaire, coupe longitudinale.....	49
Figure 36 : Tendon du muscle quadriceps, coupe longitudinale	50
Figure 37 : Tendon du muscle quadriceps, coupe transversale	51
Figure 38 : Tendon du muscle extenseur commun des doigts.....	51
Figure 39 : Tendon du muscle poplité.....	52
Figure 40 : Liquide synovial, récessus supra-patellaire	53
Figure 41 : Coussinet graisseux.....	54
Figure 42 : Ligament croisé crânial rompu (rupture ancienne), extrémité tibiale.....	58
Figure 43 : Lésions méniscales.....	63
Figure 44 : Ménisque latéral hétérogène et luxé	63
Figure 45 : Ostéophytes en regard de la trochlée	66
Figure 46 : Lésion d'ostéochondrite disséquante sur le condyle fémoral latéral	67
Figure 47 : Récessus supra-patellaire distendu par du liquide synovial.....	68
Figure 48 : Rupture totale du ligament croisé crânial, cas 8	75
Figure 49 : Lésion en regard de la corne caudale du ménisque médial, cas 4.....	77
Figure 50 : Ligament collatéral latéral	79
Figure 51 : Ostéophytes grade 2, cas 4.....	80
Figure 52 : Bursite en regard du tendon du muscle extenseur commun des doigts, cas 3	81
Figure 53 : Modifications radiographiques lors de rupture ancienne du ligament croisé crânial, vues médio-latérale (à gauche) et crânio-caudale (à droite).....	91
Figure 54 : IRM d'un grasset de chien, coupe para sagittale	95
Figure 55 : Arthroscopie du ménisque médial	99

TABLE DES TABLEAUX

Tableau I : Célérité du son en fonction du milieu	4
Tableau II : Coefficient de réflexion en incidence normale en fonction de l'interface acoustique	6
Tableau III : Coefficient d'atténuation en fonction du milieu traversé	8
Tableau IV : Résolution axiale d'une sonde en fonction de sa fréquence.....	11
Tableau V : Résolution latérale d'une sonde en fonction de sa fréquence.....	11
Tableau VI : Morphologie échographique normale d'un muscle.....	16
Tableau VII : Morphologie échographique normale d'un tendon en coupe longitudinale	17
Tableau VIII : Morphologie échographique normale de l'os	21
Tableau IX : Exploration échographique codifiée du grasset	54
Tableau X : Résumé des structures visibles lors de l'échographie du grasset	56
Tableau XI : Chronologie des phénomènes dégénératifs lors de rupture du ligament croisé crânial	59
Tableau XII : Sensibilité et spécificité du claquement méniscal.....	77
Tableau XIII : Sensibilité et spécificité de l'échographie pour les lésions méniscales.....	78

TABLE DES ABREVIATIONS

coll. : collaborateurs
cond lat : condyle latéral du fémur
couss ad : coussinet adipeux
d : droite
dte : droite
ECD : tendon du muscle long extenseur commun des doigts
ENVL : Ecole Nationale Vétérinaire de Lyon
ext d : tendon du muscle long extenseur commun des doigts
ext long : tendon du muscle long extenseur commun des doigts
f : fréquence
fem : fémur
fig : figure
FN : faux négatif
FP : faux positif
g : gauche
hum : humérale
IRM : imagerie par résonance magnétique
lcc : ligament croisé crânial
LCCd : ligament croisé caudal
LCL : ligament collatéral latéral
LCM : ligament collatéral médial
lig tib pat : ligament tibio-patellaire
m. : muscle
men med : ménisque médial
men lat : ménisque latéral
men lat cdal : ménisque latéral corne caudale
ocd : ostéochondrite disséquante
pat : patella
qua : quadriceps
rec sp : récessus synovial suprapatellaire
Se : sensibilité
ses lat : sésamoïde supracondyloire latéral
Sp : spécificité
ten pop : tendon du muscle poplité
TC : tissu conjonctif
tdon long ext : tendon du muscle long extenseur des doigts
tib : tibia
trelee : trochlée fémorale
VN : vrai négatif
VP : vrai positif
Z : impédance acoustique
 λ : longueur d'onde

ANNEXES

Annexe 1 : Méthode d'exploration échographique simplifiée du grasset

Annexe 2 : Fiche d'évaluation échographique

Annexe 3 : Fiche d'évaluation per-opérateur

Annexe 4 : Résultats

INTRODUCTION

L'échographie est une technique d'imagerie basée sur les ultrasons et permet l'étude des structures superficielles et profondes. Dérivée du sonar⁶⁸, elle est étudiée en médecine humaine dès 1958 par Donald⁵³ avec comme première application l'obstétrique. Suite aux avancées techniques, la qualité des images progresse rapidement et l'échographie devient une technique d'imagerie courante en médecine humaine. Utilisée en expérimentation animale dès 1947, il faut attendre les années 1960 pour les premières applications cliniques de l'échographie en médecine vétérinaire. En 1963, Holmes et Howry décrivent son intérêt dans le diagnostic des pathologies abdominales chez le chien et le chat. Elle devient une méthode d'imagerie reconnue pour l'exploration de l'abdomen puis du thorax dans les années 1980⁷⁸. L'échographie est utilisée dès 1984¹⁰¹ chez le cheval pour le diagnostic des lésions tendineuses puis pour l'étude des articulations. C'est donc une technique d'imagerie relativement récente, encore en plein développement. Chez les animaux de compagnie, l'échographie musculo-tendineuse reste confidentielle avec une première application en 1991 pour l'exploration de l'articulation coxo-fémorale chez le chien⁸⁴. L'anatomie échographique du grasset est décrite dès 1995 par Reed⁸⁸, puis Kramer et coll.⁶⁶ appliquent l'échographie au diagnostic des lésions de cette articulation. Le nombre de publications sur ce sujet reste restreint et la radiographie reste l'examen le plus couramment utilisé lors de grasset douloureux.

L'objectif de ce travail est dans un premier temps de fournir toutes les informations nécessaires au praticien pour la réalisation pratique d'une échographie de grasset : principe de l'utilisation des échographes, matériel spécifique à l'exploration articulaire, aspect normal et pathologique en échographie articulaire et méthode d'exploration codifiée du grasset. Dans un second temps, nous présentons une étude clinique sur 13 chiens présentant une rupture partielle ou totale d'un ligament croisé. Basée sur une comparaison entre les observations obtenues par échographie et lors d'une arthrotomie, cette étude vise à déterminer l'intérêt de l'échographie lors de rupture du ligament croisé crânial.

1. Echographie du grasset chez le chien : étude bibliographique

L'échographie est une méthode d'imagerie médicale basée sur la réflexion des ultrasons dans l'organisme : un son émis dans une structure est en partie absorbé et en partie réfléchi, comme par un miroir, en direction de la sonde qui l'a envoyé. L'analyse de cette onde réfléchie et sa traduction sur un écran renseignent sur la structure étudiée. L'onde réfléchie est appelée écho, d'où le terme d'échographie.

1.1. Bases physiques et techniques de l'échographie médicale

L'utilisation de l'échographie nécessite d'en connaître les bases physiques et techniques, afin d'obtenir des images de la meilleure qualité possible et de pouvoir les interpréter.

Le son émis conduit à la mise en mouvement, de manière longitudinale, des particules du milieu de propagation. Il s'agit d'un phénomène vibratoire, avec en un point donné, des phases de dépression et de surpression qui se succèdent.

Trois paramètres, caractérisent l'onde sonore (fig 1) :

- sa fréquence f : elle correspond au nombre de compressions et d'expansions subies par les particules du milieu en une seconde. Elle s'exprime en cycles/secondes ou Hertz (Hz). Les ultrasons sont définis par une fréquence supérieure à 20 000Hz. Le spectre de l'oreille humaine s'étend en moyenne de 30 à 15 000Hz, les ultrasons sont donc inaudibles. En échographie, les fréquences utilisées varient entre 1 et 10MHz.
- sa longueur d'onde λ : elle représente la distance entre deux ondes successives, elle s'exprime en mètre.
- sa vitesse de propagation ou célérité c : elle s'exprime en $m.s^{-1}$

Ces trois paramètres sont reliés par la formule suivante : $c = f * \lambda$

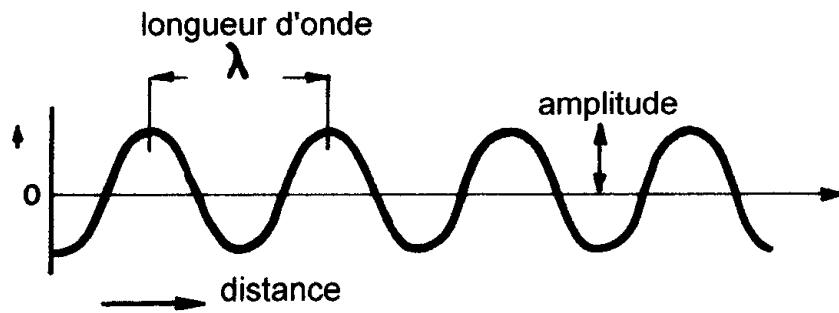


Figure 1 : Caractéristiques du son
d'après⁵⁶

La longueur d'onde et la fréquence sont caractéristiques d'un son alors que la célérité dépend du milieu traversé (tableau I). Ainsi la vitesse de propagation augmente avec la cohésion moléculaire du milieu.

Tableau I : Célérité du son en fonction du milieu
d'après¹⁰⁷

Tissus ou matériaux	Célérité (m.s ⁻¹)
Air	331
Graisse	1450
Eau	1495
Tissus mous (moyenne)	1540
Rein	1561
Muscle	1585
Os	4080

1.1.1 Emission des ultrasons

Le fonctionnement de l'échographe repose sur la transduction, c'est-à-dire la transformation d'une énergie en une énergie d'autre nature : passage d'une énergie électrique en énergie vibratoire (effet pizoélectrique)⁸¹ et inversement. La sonde échographique constitue le système de transduction : elle devient alternativement émettrice puis réceptrice à la fréquence de vibration⁷⁰.

1.1.2. Propagation des ultrasons et formation des échos

Dans les tissus, le faisceau ultrasonore se propage en subissant les phénomènes de réflexion / réfraction permettant l'obtention d'une image et les phénomènes d'absorption et diffraction (ou diffusion)²³ à l'origine d'une atténuation du signal au cours de sa progression.

1.1.2.1. Réflexion et réfraction

Le cheminement des ultrasons est conditionné par l'impédance acoustique Z qui est le produit de la densité du milieu par la célérité du son dans ce milieu. Chaque milieu a donc sa propre impédance acoustique.

$$\text{Impédance acoustique} = \text{densité du milieu} \times \text{célérité du son}$$

La surface de séparation entre deux milieux d'impédances acoustiques différentes (entre deux organes par exemple) est l'interface acoustique. Dans un milieu donné, le train d'ondes ultrasonores se propage en ligne droite. Pour qu'une onde ultrasonore émise soit à l'origine d'une image, il faut qu'elle se réfléchisse au niveau d'une interface acoustique. L'onde réfléchie représente l'écho, le reste des ultrasons traverse l'interface et est réfracté dans le milieu suivant. La partie réfractée, transmise, permet de recevoir des échos provenant de structures plus profondes. L'échographie est ainsi basée sur les lois de Descartes (fig 2).

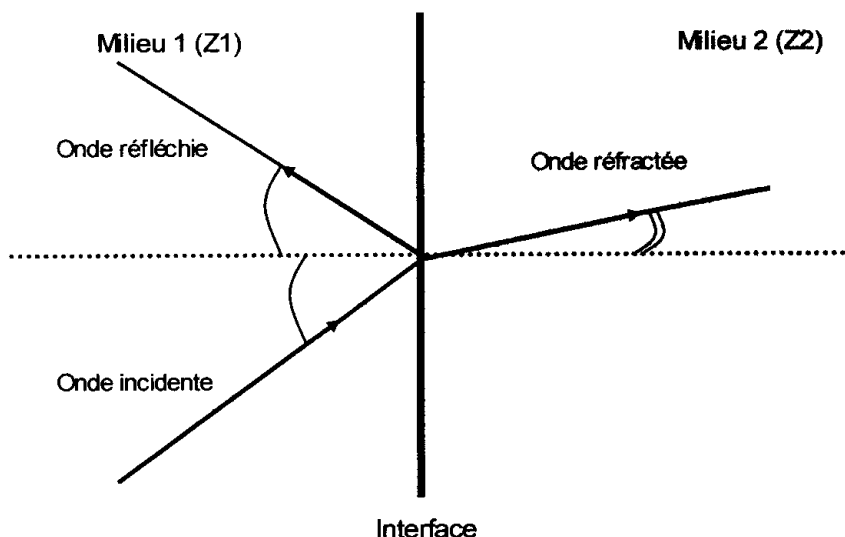


Figure 2 : Les lois de Descartes appliquées à l'échographie
d'après ⁶⁸

L'émetteur et le récepteur étant confondus dans une sonde échographique, le faisceau incident doit être le plus perpendiculaire possible, sinon l'onde réfléchie ne sera pas perçue par la sonde. Il est important de retenir que la sonde doit être orientée perpendiculairement à l'interface donc aux contours des structures à visualiser ²³, sinon l'onde réfléchie est perdue (fig 3).

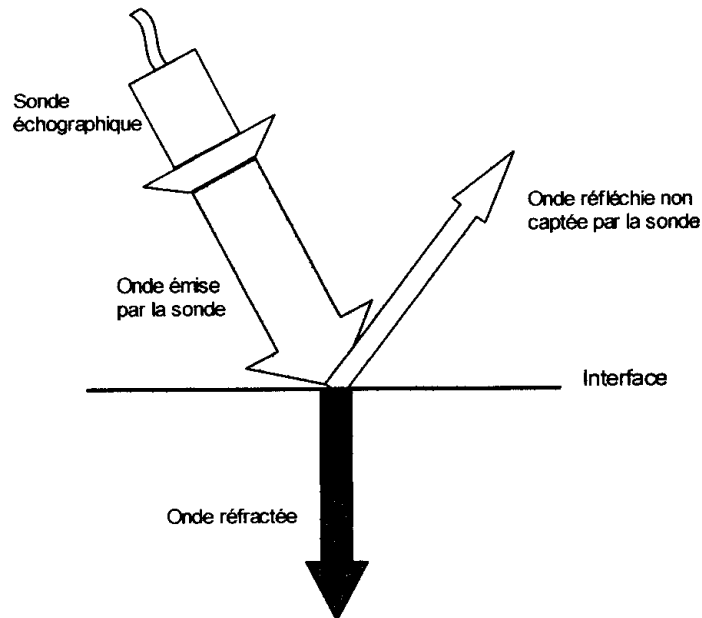


Figure 3 : Problème lié à une mauvaise incidence du faisceau d’ultrasons

En présence d’une interface acoustique, le faisceau ultrasonore généré par l’émetteur peut se comporter de trois manières différentes :

- traverser totalement le tissu sur lequel il est appliqué. N’étant pas réfléchi, il ne génère aucune image sur le récepteur.
- être partiellement arrêté et réfléchi par le tissu sur lequel il est appliqué, il génère alors une image qui dépend de l’impédance acoustique des différentes structures traversées
- ne pas traverser le milieu sur lequel il est appliqué : il est alors totalement réfléchi, ce qui permet la visualisation de la surface du milieu mais ne fournit aucun renseignement sur l’intérieur du tissu.

Le comportement de l’onde ultrasonore en présence d’une interface acoustique dépend de la différence d’impédance acoustique entre les deux milieux : la réflexion est d’autant plus importante que cette différence est importante. Ce phénomène est quantifié par le coefficient de réflexion en incidence normale R (cf tableau II).

Tableau II : Coefficient de réflexion en incidence normale en fonction de l’interface acoustique
d’après ²³

Interface	Coefficient de réflexion en incidence normale
Eau / air	0,9989
Eau / os	0,2899
Tissus adipeux / rein	0,0083

Le coefficient de réflexion en incidence normale au niveau d'une interface tissu / os est de l'ordre de 0,3, c'est-à-dire que l'interface tissus / os laisse passer seulement 1/3 des ultrasons. Une structure située derrière un os est donc masquée (fig 4). Le coefficient de réflexion eau / air est proche de 1 : tout le faisceau émis est réfléchi. La présence d'air entre la sonde et la peau atténue donc la quasi-totalité du signal. En pratique, on utilise un gel échographique. Appliqué entre la sonde et la peau, il élimine l'air et correspond à une couche anti-reflet. L'impédance acoustique du gel est adaptée pour que la transmission des ultrasons entre la sonde et le patient soit optimale²³.

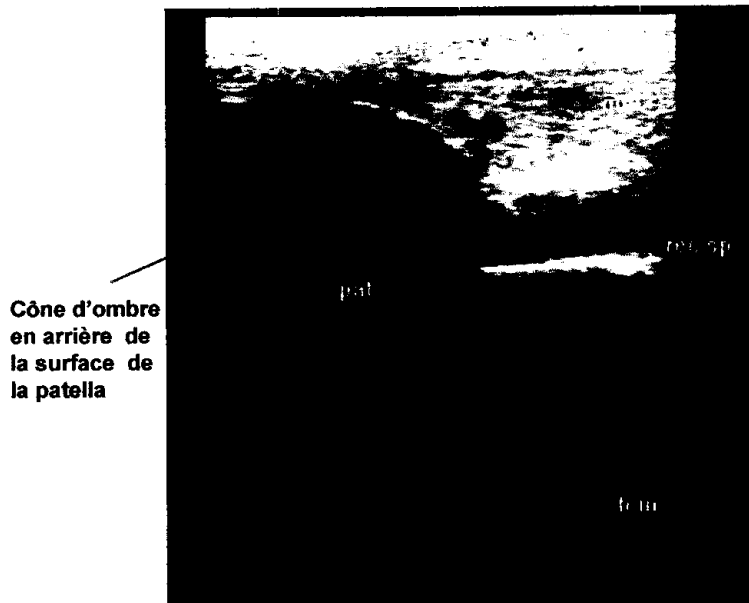


Figure 4 : Atténuation du signal par le tissu osseux
(ENVL, Sonnet)

Au passage de chaque interface, une partie des ultrasons étant réfléchi, le faisceau perd de la puissance. Le faisceau initial, émis par la sonde, doit donc être suffisamment puissant pour qu'il puisse atteindre les interfaces successives.

1.1.2.2. Absorption - Atténuation

L'énergie de l'onde ultrasonore s'atténue au fur à mesure de sa propagation dans l'organisme, et ce de manière exponentielle. Cette atténuation est liée :

- à une absorption d'une partie du faisceau par le milieu²³
- à la réflexion d'une partie de l'onde.

L'atténuation de l'onde ultrasonore dépend :

- de la fréquence d'émission : plus elle augmente plus l'absorption et la réflexion augmentent et moins le pouvoir de pénétration est important²³. Une sonde de 5MHz permettra donc d'observer des organes plus profonds qu'une sonde de 10 MHz.

- de la distance parcourue : plus il y a d'interfaces, plus le faisceau est atténué. Approximativement l'atténuation est de 1db/cm.MHz⁶⁸
- du milieu de propagation : l'atténuation est maximale pour les milieux à très forte (os) ou très faible cohésion moléculaire (air), le tableau III donne ce coefficient pour les principaux milieux.

Tableau III : Coefficient d'atténuation en fonction du milieu traversé
d'après²⁰

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

Ainsi, l'os et l'air sont défavorables à la propagation de l'onde ultrasonore. L'échographie articulaire ne permettra donc d'explorer que les surfaces osseuses et le meilleur contact sonde / peau devra être obtenu même dans les zones anfractueuses.

1.1.2.3. Diffusion

La diffusion est une réflexion de l'onde ultrasonore dans toutes les directions. Elle est maximale sur les particules dont la taille est du même ordre de grandeur que la longueur d'onde. Ce phénomène de diffusion du faisceau d'ultrasons est à l'origine d'une perte de résolution de l'image avec formation d'échos parasites.

1.1.3. Réception des échos et formation de l'image

Les ondes réfléchies sont captées par la sonde et transformées en courant électrique. Ces impulsions électriques sont amplifiées et traduites sur l'écran d'un oscilloscope. Différentes techniques ont été développées successivement pour analyser les échos reçus par la sonde électronique. Actuellement, en échographie articulaire, le mode BD (= bidimensionnel = en temps réel) est utilisé. Chaque écho correspond à un point dont la brillance est proportionnelle à son intensité. La brillance est traduite à l'écran par une échelle de gris allant du noir (pas de réflexion = anéchogénicité) au blanc (très forte réflexion). Un système de balayage permet ensuite la juxtaposition de tous les points, on obtient une image

dynamique et en temps réel. Cette image est un plan de coupe qui se déplace lorsque l'opérateur modifie la position de la sonde.

Deux types de balayage sont utilisés :

- mécanique : oscillation d'un seul cristal ou rotation de trois cristaux
- électronique : la sonde contient de nombreux cristaux excités avec un décalage calculé et adapté en permanence

Deux types de sondes échographiques sont également disponibles (fig 5) :

- les sondes linéaires avec de nombreux cristaux disposés côte à côte, le balayage est électronique et se fait de proche en proche. On obtient à l'écran une image rectangulaire et de bonne résolution. Toutefois, ces sondes nécessitent que la surface soit suffisamment plane pour avoir un bon contact sonde/peau.
- les sondes sectorielles pour lesquelles le balayage est électronique ou mécanique. On obtient un plan de coupe en forme de cône, le sommet correspondant à la partie la plus superficielle de la région explorée. Ces sondes nécessitent une faible surface de contact mais on a une perte d'information sur les bords du cône.

Les sondes sectorielles à balayage électronique fournissent en général la meilleure résolution, le principal obstacle à leur utilisation étant leur coût prohibitif⁵⁶. Toutefois, en échographie articulaire, on utilise le plus fréquemment des sondes linéaires car le champ proche est plus large, ce qui permet une meilleure étude des structures les plus superficielles.

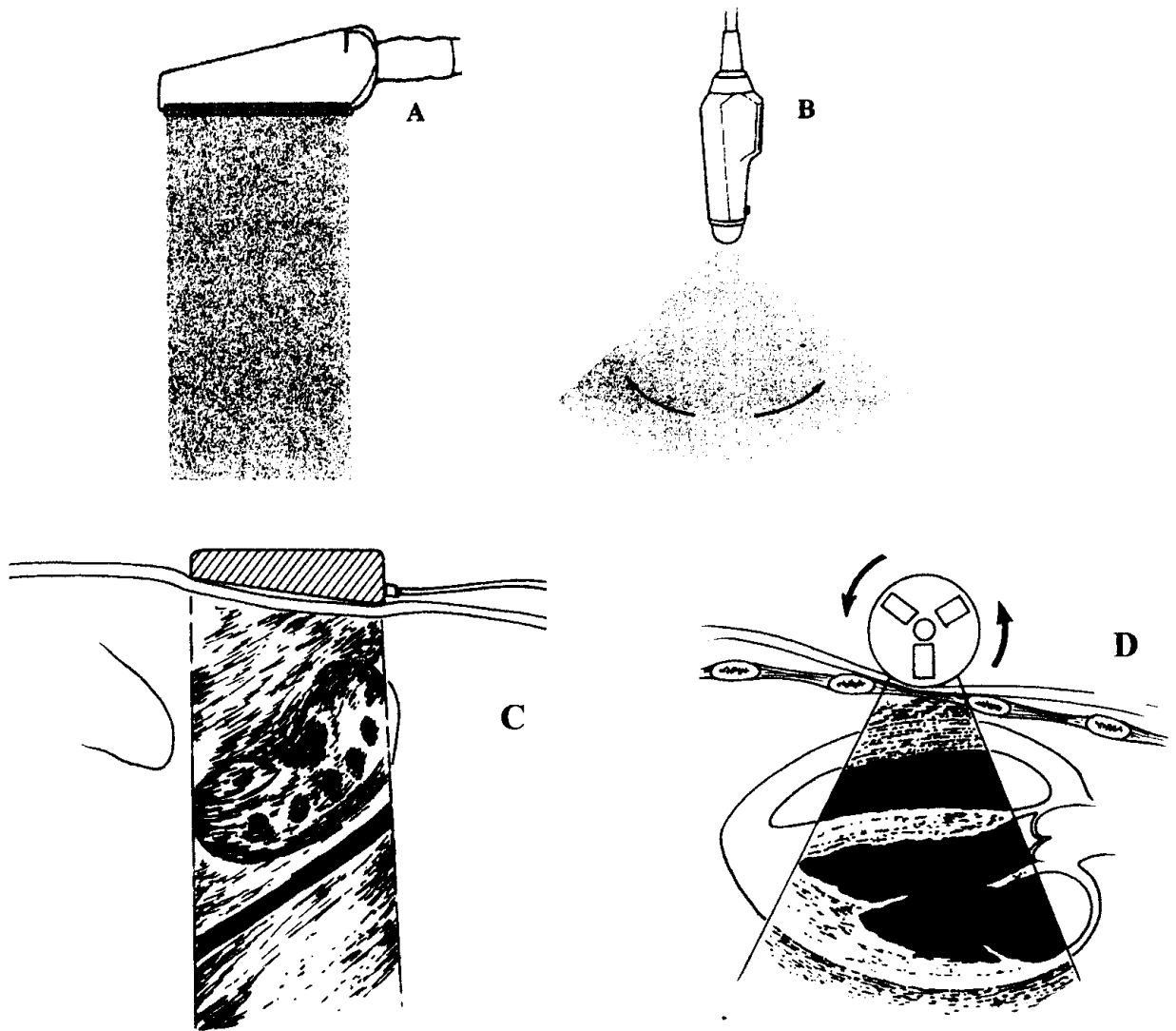


Figure 5 : Représentation d'une sonde linéaire (A), où le faisceau est émis perpendiculaire à l'axe le long du transducteur, appliquée à l'échographie d'un rein (C) et d'une sonde sectorielle (B) dans laquelle le faisceau est émis dans l'alignement de l'axe le long du transducteur, application à l'échocardiographie (D).
d'après ⁵⁶ et ²⁴

1.1.4. Facteurs de qualité de l'image

La qualité de l'image échographique dépend des caractéristiques de l'appareil ainsi que des réglages effectués. Il est possible de modifier les paramètres de l'onde émise et/ou l'exploitation de l'écho.

1.1.4.1. Réglage de la dimension de l'image

Il est possible de régler la profondeur de l'examen ce qui permet un cadrage serré, une bonne visualisation des structures étudiées tout en minimisant les phénomènes de réverbération.

1.1.4.2. Résolution spatiale

Le premier paramètre jouant sur la qualité de l'image est la résolution spatiale, capacité de l'échographe à différencier deux points proches. Elle doit être élevée en échographie articulaire car on recherche des modifications discrètes d'apparence. La résolution spatiale est la résultante :

- de la résolution axiale : capacité de l'échographe à différencier deux points situés sur un même axe
- de la résolution latérale : capacité de l'échographe à différencier deux points situés sur un axe perpendiculaire à l'axe du faisceau.

La résolution axiale et la résolution latérale dépendent de la fréquence du faisceau ultrasonore : plus la fréquence est élevée, plus les résolutions sont bonnes (tableau IV et V).

Tableau IV : Résolution axiale d'une sonde en fonction de sa fréquence
d'après ¹⁶

Fréquence de la sonde (MHz)	Résolution axiale maximale (mm)
2,8	1,1
3,5	0,9
5	0,6
7	0,4
21	0,13

Tableau V : Résolution latérale d'une sonde en fonction de sa fréquence
d'après ²⁰

Fréquence de la sonde (MHz)	Résolution latérale (mm)
2,5	3
3,5	2
5,0	<2
7,5	1

Ainsi, plus la fréquence de la sonde est élevée, plus la résolution spatiale est bonne mais plus l'atténuation est importante. Pour une sonde donnée, il est également possible d'amincir le faisceau ultrasonore en effectuant une focalisation. On améliore ainsi la résolution à une profondeur choisie : la distance focale.

En résumé, l'optimisation de la résolution spatiale est en contradiction avec la profondeur d'exploration. Le choix d'une sonde est donc un compromis entre les deux.

1.1.4.3. Résolution en densité

La résolution de la densité joue sur le traitement de l'écho afin d'en optimiser la visualisation.

1.1.4.3.1. Echelle de gris

Le nombre de niveaux de gris est lié aux caractéristiques techniques de l'appareil. Il doit y en avoir suffisamment pour transcrire différemment deux signaux d'amplitude voisine. Toutefois, si l'échelle de gris est trop détaillée, l'image perd en contraste (effet de lissage des images tissulaires⁶¹). Des réglages de compression permettent d'adapter les niveaux de gris et de visualiser à la fois des échos faibles et des échos forts, sans que ces derniers saturent l'écran.

1.1.4.3.2. Réglage des gains

Le gain, mesuré en décibel, est défini comme le taux d'amplification des échos, sans modifier l'intensité du faisceau ultrasonore émis par la sonde. Agir sur les gains va permettre d'améliorer la qualité de l'image.

1.1.4.3.2.1. Gain total

Il permet d'augmenter l'amplification de tous les échos reçus. Il est préférable de travailler avec un gain minimal pour mieux visualiser les différences d'échogénicité.

1.1.4.3.2.2. Gain par niveau

On agit, comme pour le gain total, sur l'amplification des signaux à la réception, mais en plus on réalise un réglage différentiel en fonction de la profondeur d'exploration. Le gain par niveau permet :

- de privilégier la visualisation d'une zone donnée
- de compenser l'atténuation des ultrasons en fonction de la profondeur d'exploration.

On réalise ainsi une courbe des gains avec une amplification minimale en zone proximale et maximale en zone distale (fig 6). Cela permet d'éliminer les artefacts dus à l'atténuation.

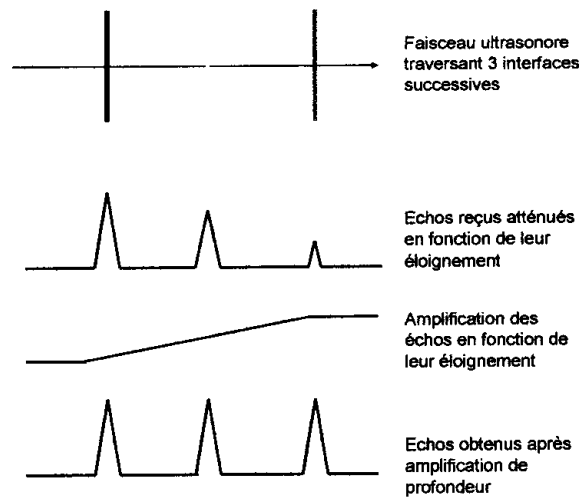


Figure 6 : Principe du gain par niveau
d'après ¹⁰⁷

1.1.4.3.3. Rejet

Il s'agit d'un artifice électronique qui élimine les signaux de faible amplitude à la réception (filtre contre les échos parasites). Il doit être réglé au minimum afin de ne pas supprimer des signaux utiles.

1.1.4.4. Amortissement

L'amortissement a pour but de diminuer l'énergie des ultrasons émis afin de diminuer la longueur d'onde. Cela permet d'augmenter la résolution axiale donc de différencier des structures proches et très échogènes.

De nombreux réglages sont donc nécessaires afin d'adapter le traitement des échos et d'améliorer la qualité de l'image. Il est également possible de jouer sur la visualisation de l'image à l'écran.

1.1.4.5. Contrôle de la visualisation

Il s'agit de jouer sur les réglages inhérents à l'écran de l'échographe.

1.1.4.5.1. Brillance ou luminosité

La brillance du spot lumineux est déterminée par la taille du faisceau d'électrons émis par le tube cathodique. Une brillance trop marquée facilite la visualisation des échos forts aux dépens des échos faibles.

1.1.4.5.2. Contraste

L'augmentation du contraste accentue la discrimination et permet donc une meilleure lisibilité de l'image. Par contre, elle entraîne la perte des échos les plus faibles.

1.1.4.5.3. Gel de l'image

Il s'agit d'un arrêt sur image qui permet d'effectuer des mesures d'organes ou de tissus. Mais la brillance est réduite et on perd en qualité par rapport aux images en mouvement.

1.2. Echographie articulaire

L'échographie articulaire a pour particularité d'étudier des structures d'impédances acoustiques très différentes (liquide synovial / os). De plus, il s'agit d'éléments de petite taille (capsule articulaire...) pour lesquelles on recherche des modifications discrètes d'apparence. La résolution doit donc être fine pour permettre une bonne étude.

Pour une échographie articulaire, l'animal est le plus souvent positionné en décubitus latéral, la sédation n'est pas nécessaire sauf si l'examen est douloureux ou l'animal non coopératif.

L'articulation est examinée au repos mais également en mouvement. Les lésions discrètes sont détectées en comparant avec le membre sain.

1.2.1. Choix du matériel en échographie articulaire

En échographie articulaire, on examine des structures superficielles avec une précision maximale. Des sondes linéaires à fréquence élevée (7,5 – 20 MHz) sont nécessaires pour obtenir une bonne résolution dans le champ proche avec une pénétration jusqu'à 5cm⁷⁹. Pour les structures très superficielles, les sondes d'une fréquence supérieure à 10MHz fournissent une image de meilleure qualité²⁵. On peut également utiliser un dispositif trans-sonore (stand-off pad) qui éloigne les structures superficielles de la sonde et évite les artefacts de champ proche. Le stand-off pad permet aussi d'améliorer le contact lorsque la surface est irrégulière (saillies osseuses)⁷⁹. Pour accentuer les contours de l'articulation, on utilise un contraste élevé. Pour les tissus mous (tendons, ménisque...), on travaille avec un contraste faible et une large échelle de gris⁷⁹.

Sauf cas particulier (épaule, grasset), les sondes sectorielles ne sont que rarement utilisées en échographie musculo-squelettique. De même, les sondes mécaniques sont à

proscrire pour l'étude des structures superficielles car elles produisent trop d'artefacts dans le champ proche²⁵.

1.2.2. Echo-anatomie

Sur une radiographie, les tissus mous péri et intra-articulaires forment un signe de la silhouette positif entre eux (même opacité liquidienne) et ne sont pas différenciables. Seuls certains tissus graisseux le sont (par exemple : le coussinet graisseux infrapatellaire). En échographie, les tissus mous peuvent être différenciés en raison de leur structure physique propre et de l'orientation de leurs fibres

1.2.2.1. Structures péri-articulaires

1.2.2.1.1. Peau

Sur une zone tondue, la peau apparaît comme une bande hyperéchogène d'épaisseur variable (fig 7). Par exemple, elle est beaucoup plus fine en face médiale qu'en face latérale du grasset. Sa visualisation nécessite l'utilisation d'un stand-off pad. Dans certaines régions, les plis formés par la peau gênent le contact avec la sonde et produisent des artefacts. L'examen échographique des structures péri-articulaires est contre-indiqué en cas de plaie ou de lacération car ces dernières bloquent la transmission des ultrasons²⁴.

1.2.2.1.2. Tissu sous-cutané

Chargé de graisse, le tissu sous-cutané apparaît hypoéchogène et ponctué de petites zones hyperéchogènes (fig 7). Son aspect varie en fonction de l'état corporel de l'animal. Il est habituellement fin et moins échogène que la peau.

1.2.2.1.3. Muscles

Les muscles sont faciles à identifier en échographie. Le tissu musculaire est hypoéchogène avec de fines striations hyperéchogènes régulières (fig 7), qui correspondent aux fibres musculaires en coupe longitudinale (tableau IV). En coupe transversale, les fibres correspondent à des points hyperéchogènes.

Tableau VI : Morphologie échographique normale d'un muscle
d'après 79

séparation par des fascias et des cloisons échogènes
structure longitudinale typique
tissu musculaire hypoéchogène et homogène entre les cloisons
vaisseaux anéchogènes, bien délimités, pulsatiles (artères) ou compressibles (veines)

L'échogénicité des fibres musculaires dépend de l'orientation des fibres par rapport au faisceau ultrasonore. Le faisceau doit avoir une direction optimale pour chaque muscle. Une incidence légèrement oblique du faisceau produit une image hypoéchogène artéfactuelle dans le tissu musculaire, qui mime une masse.

Le muscle doit être examiné en totalité, depuis son insertion proximale jusqu'à son insertion distale. L'examen doit également se faire en flexion et en extension pour mettre en évidence des lésions qui ne sont pas visibles lors d'un examen statique. Cela permet également de juger de l'étendue d'une lésion.

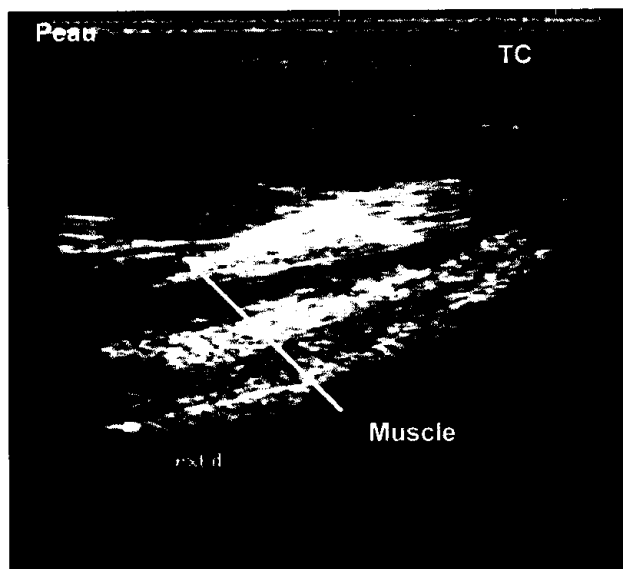


Figure 7 : Image échographique normale de la peau, du tissu sous-cutané et du muscle

1.2.2.1.4. Tendons

1.2.2.1.4.1. Aspect normal

En coupe longitudinale, les tendons sont des bandes hyperéchogènes, finement divisées en lignes parallèles légèrement ondulées (fig 8). Les échos sont produits par la réflexion des ondes ultrasonores au niveau des interfaces entre l'endotendon (cloisons conjonctives) et le faisceau de fibres de collagène. En périphérie, la ligne hyperéchogène correspond à l'épitendon (gaine externe). Le tableau VII résume les caractéristiques

échographiques des tendons. Cette architecture n'est observée que lorsque le faisceau acoustique est perpendiculaire à la surface du tendon. Le tendon apparaît moins échogène lorsque le faisceau est oblique⁸⁴. L'examen en coupe longitudinale d'un tendon relâché peut également être trompeur : le tiers externe du tendon apparaît moins échogène à cause de la concavité de la surface⁴³.

Tableau VII : Morphologie échographique normale d'un tendon en coupe longitudinale
*d'après*⁷⁹

liseré hyperéchogène uniformément délimité
échos internes longitudinaux légèrement ondulés
glissement du tendon sur les surfaces osseuses sous-jacentes lors de l'examen dynamique

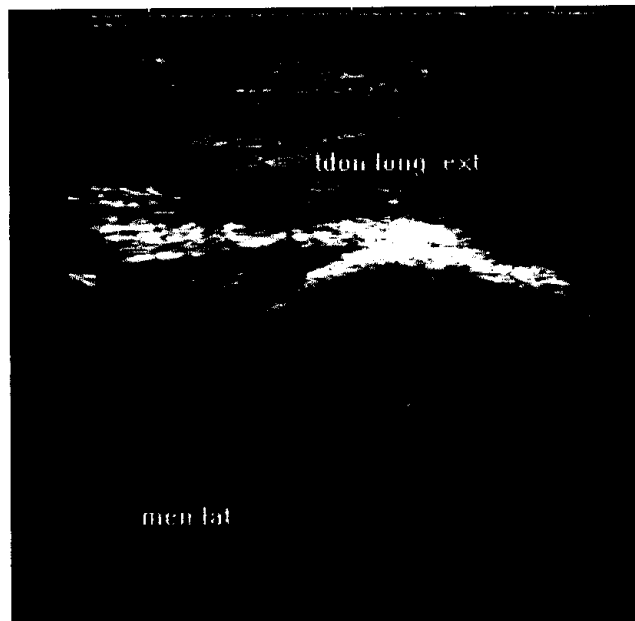


Figure 8 : Image échographique normale d'un tendon en coupe longitudinale
(ENVL, Sonnet)

En coupe transversale (fig 9), les tendons correspondent à des structures échogènes ovales ou rondes, avec un réseau de trabécules et de points, éventuellement encadrées par une petite quantité de liquide (portions entourées par une gaine tendineuse).



Figure 9 : Image échographique normale d'un tendon en coupe transversale
(ENVL, Sonnet)

1.2.2.1.4.2. Aspect lésionnel

L'apparence échographique des lésions tendineuses dépend de la sévérité de la lésion et du stade de cicatrisation.

Une étude chez le cheval a permis de préciser l'aspect échographique des lésions tendineuses⁹⁰. Les zones anéchogènes correspondent à une hémorragie, un oedème ou une infiltration cellulaire. Les lésions hypoéchogènes signent un phénomène de granulation et la présence d'un tissu fibreux immature. Le tissu fibreux mature est légèrement hyperéchogène, des spots hyperéchogènes peuvent également être visibles et correspondent à des zones de calcification.

Une autre étude conclut que les images échographiques des tendons restent modifiées tant qu'il n'y a pas réalignement des fibres et guérison complète²⁶.

Déchirures tendineuses partielles et totales

Les déchirures sont les lésions tendineuses les plus fréquentes, elles sont classées en fonction de leur degré de sévérité : premier (distension des fibres), deuxième (tendon partiellement rompu) et troisième degré (déchirure complète ou rupture).

De manière générale, les déchirures se caractérisent à l'échographie par des modifications dans l'architecture du tendon : augmentation de l'épaisseur des fibres, non visualisation des fibres, hétérogénéité de l'échostructure⁴³.

En cas de déchirure récente, la structure classique du tendon est remplacée par une zone hypo à anéchogène, cette zone correspond à de l'hémorragie ou de l'œdème (fig 10). On

note également un épaissement du tendon. Un épanchement péri-tendineux peut être associé : le tendon est entouré d'une zone hypoéchogène. Lors de lésions chroniques, le tendon est hétérogène, épaissi, hypoéchogène (comme pour une lésion aiguë). Des calcifications dystrophiques intratendineuses sont parfois visibles et sont spécifiques des lésions chroniques.

L'échogénicité du tendon augmente au fur et à mesure de la cicatrisation. Lors de lésions intra tendineuses, il faut mesurer l'étendue de la lésion et déterminer le pourcentage de fibres rompues par rapport au diamètre, en coupe transversale. Des examens successifs permettent ainsi de suivre la cicatrisation²⁵.

L'échographie d'une déchirure totale montre une perte complète de la visualisation des fibres. On obtient une zone hypoéchogène délimitée par les fragments rétractés hyperéchogènes et épaissis du tendon. Lors d'une échographie en temps réel et en mobilisant le membre, on peut visualiser les deux portions du tendon rompu qui se rapprochent et s'éloignent l'une de l'autre.

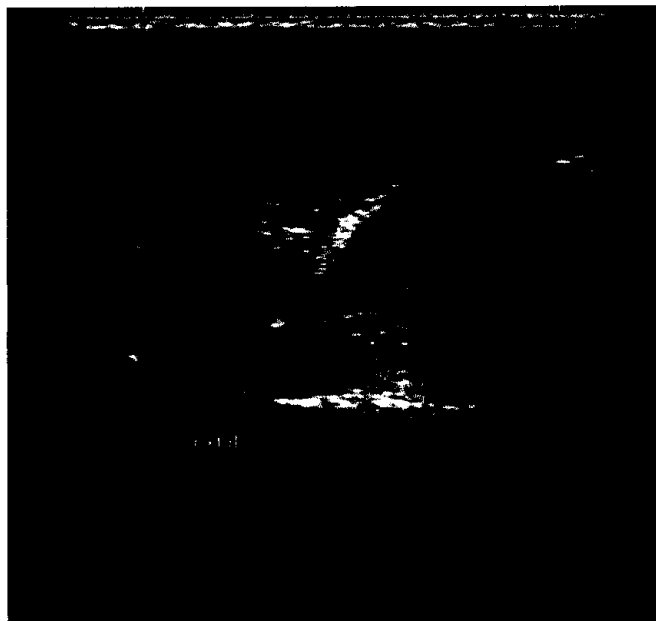


Figure 10 : Rupture tendineuse, hématome
(ENVL, Sonnet)

Avulsions

En cas d'avulsions tendineuses, on observe une diminution de l'échogénicité due à la présence d'œdème ou d'hémorragie. On note également une modification de la position des structures. Des fragments osseux sont souvent identifiés dans le tendon (fragments hyperéchogènes suivis d'un cône d'ombre)⁷⁹. Un examen en mouvement permet également de mettre en évidence une instabilité et un déplacement du fragment osseux synchrone du

