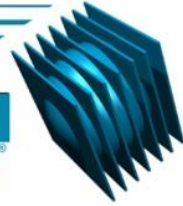


Hallmarq
Veterinary Imaging®



**Présentation de
l'Imagerie par
Résonance Magnétique
(IRM) chez le cheval**



Présentation de l'Imagerie par Résonance Magnétique (IRM) chez le cheval

*Hallmarq Veterinary Imaging Ltd
Unit 5
Bridge Park
Guildford, Surrey
GU4 7BF
Tel : + 44 (0) 1 483 877812
Fax : 44 (0) 1483 838954
Email : info@hallmarq.net*

*Support tel : +44 (0) 1483 500088
Support : support@hallmarq.net*

www.hallmarq.net

*Clinique Vétérinaire Equine de Livet
Cour Samson
14140 St Michel de Livet
Tél : 02 31 63 01 05
Fax : 02 31 63 68 75
Docteur COUSTY Matthieu
Melle COUDRAIS Raphaëlle*

Email : secretariat@celivet.com

www.clinique-equine-livet.com

Contenu

PHYSIQUE DE L'IRM.....	5
Orientation	6
Niveau d'énergie.....	7
Précession.....	7
PRESENTATION DU SYSTEME HALLMARQ	9
Historique	9
Particularités du système Hallmarq	10
REGIONS EXAMINABLES	13
DEROULEMENT DE L'EXAMEN.....	14
COUPES REALISEES	17
Coupes sagittales	17
Coupes frontales.....	17
Coupes transversales	18
SEQUENCES REALISEES.....	20
Types de scans	20
Echo de gradient et écho de spin rapide/écho de spin	20
Acquisitions 2D et 3D.....	21
Scans rapides (FAST), haute résolution (HR) et correction de mouvements (MI).....	21
Types de pondérations.....	23
Pondération T1	23
Pondération T2	23
Pondération STIR	24
Densité de protons (PD)	25
Sensibilité des séquences aux mouvements	25
ARTEFACTS.....	27
Artéfacts de mouvements.....	27
Artéfacts de vaisseaux	29
Artéfacts dus aux anesthésies diagnostiques	29
Artéfacts dus à la température et à l'uniformité du champ	29
Artéfacts dus aux objets métalliques	31

Angle magique	31
Annulation de phase graisse/eau	32
GLOSSAIRE	36

PHYSIQUE DE L'IRM

L'Imagerie par Résonance Magnétique (IRM) est une technique d'imagerie non invasive, non irradiante et indolore basée sur l'observation de la résonance magnétique nucléaire (RMN) des protons de l'eau présents dans le corps et les tissus.

Elle permet la création d'images en coupes du corps. L'IRM utilise les propriétés magnétiques des tissus pour créer des contrastes entre eux et ainsi pouvoir les différencier. Le principe repose sur les noyaux de l'atome formé de H^+ .

Le noyau tourne autour de son axe que l'on appelle spin.

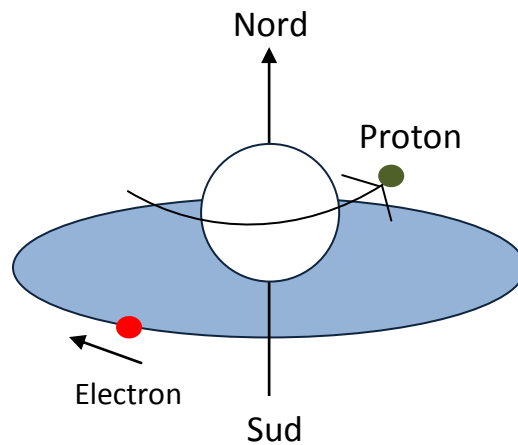


Image montrant un noyau formé de H^+ tournant autour de son axe ou spin

Le proton se comporte donc comme un aimant en rotation.

A l'état de repos (en absence de champ magnétique externe) :
Les protons ont des directions aléatoires, il n'y a pas d'aimantation.

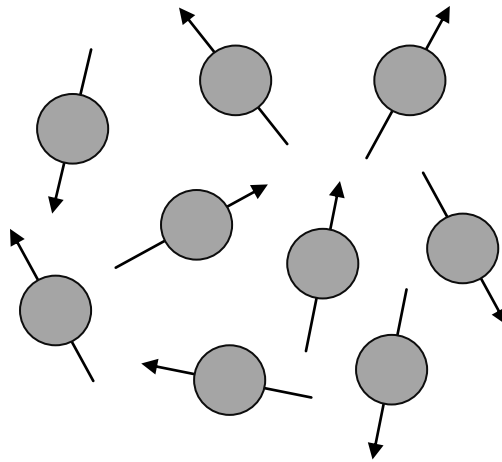
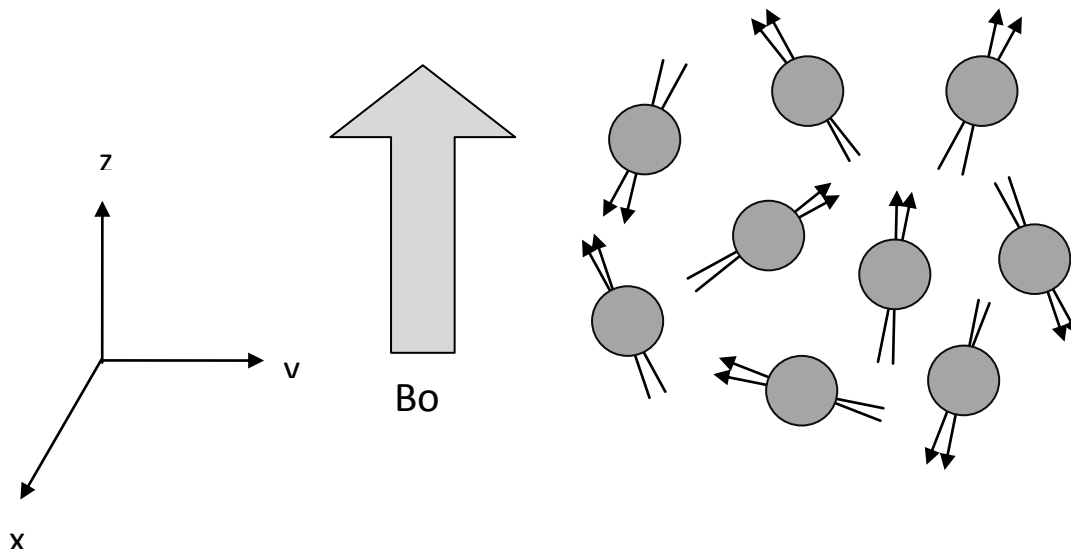


Image montrant la direction aléatoire des protons à l'état de repos, sans aimantation

Sous l'influence d'un champ magnétique externe (B_0) :

Orientation

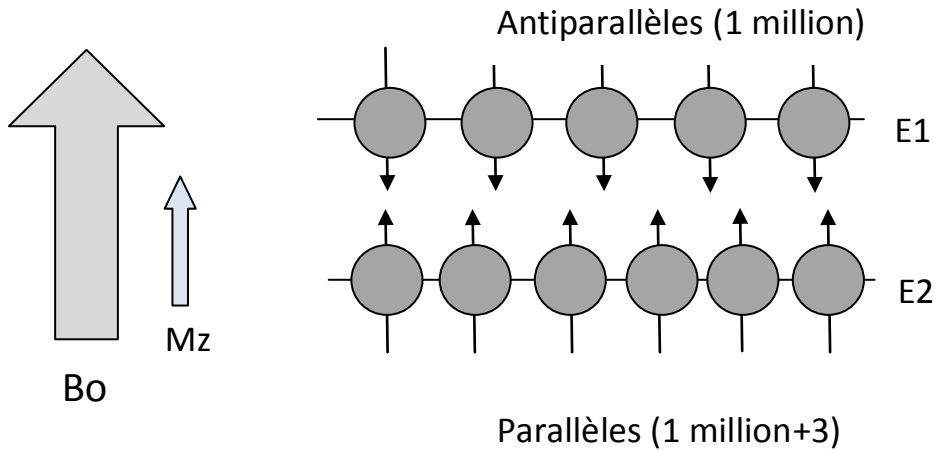
Les protons vont se positionner dans la même direction que le champ B_0 .



Positionnement des protons dans la même direction que le champ B_0

Niveau d'énergie

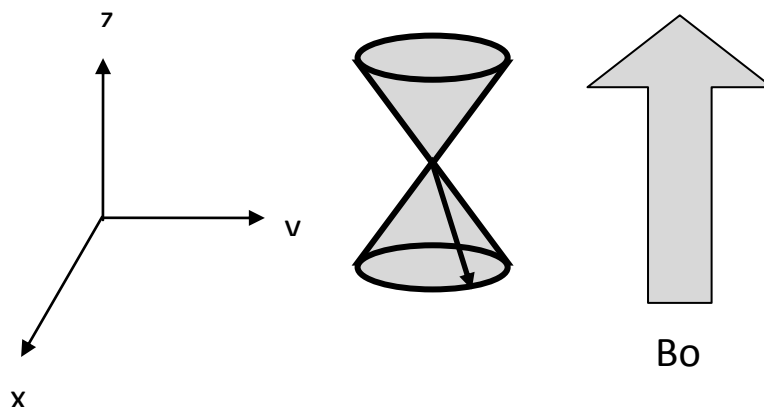
L'orientation présente deux sens possibles, soit antiparallèle soit parallèle au champ B_0 .



Orientation parallèle ou antiparallèle au champ B_0 des protons

Précession

Chaque proton tourne autour de lui-même mais également autour de l'axe z. La rotation se fait avec un angle déterminé et selon la fréquence de Larmor.



Rotation des protons selon la fréquence de Larmor

En IRM, le principe est de perturber l'équilibre obtenu par les protons en apportant une énergie ou onde électromagnétique.

Cette fréquence de l'onde correspond à une radiofréquence (RF). Quand on apporte cette énergie, on observe un phénomène de résonance qui correspond au transfert d'énergie entre deux systèmes oscillants à la même fréquence. Après application d'une RF, tous les protons ont donc le même sens.

A l'arrêt d'une RF, on observe un retour à l'état fondamental et un rephasage des protons, soit la relaxation, accompagnée d'une restitution d'énergie. C'est cette énergie qui est reçue et mesurée par l'ordinateur et qui permet de construire des images.

PRESENTATION DU SYSTEME HALLMARQ

Historique

La première image IRM a été acquise en 1973 par Paul Lauterbur et la technologie IRM a été affinée à la fin des années 1970 par Peter Mansfield. Ils ont reçu tout deux le prix Nobel pour leur travail. Ce n'est qu'en 1983 que la première machine IRM humaine a été installée. Les techniques d'imagerie rapides comme l'écho de spin rapide (FSE) ont été développées autour de 1986.

Les premières études d'IRM réalisées sur des chevaux ont été faites sur des membres de cadavres par le Docteur Richard Parc, en 1987, au Colorado State University. En 1997, l'université de Washington a acquis les premières images d'IRM sur cheval vivant, sous anesthésie générale, à l'aide d'une machine humaine de 1 Tesla.

En 2002, Nick Bolas et deux collègues ont fondé la société Hallmarq dans le but d'acquérir des images IRM sur cheval debout.

Aujourd'hui, deux types de système d'imagerie en IRM équine existent : les dispositifs « haut champ » et ceux « bas champ ».

Les systèmes IRM « haut champ » nécessitent que le cheval soit couché, sous anesthésie générale. Ces systèmes possèdent un aimant fermé et la maintenance de ces systèmes coûte très chère en raison de la présence d'hélium liquide pour refroidir l'aimant.



*IRM « haut champ » :
1,5 T General Electric (image Hallmarq)*

Particularités du système Hallmarq

L'IRM « bas champ » présente des avantages notamment que l'imagerie se fait avec cheval debout car le système présente un aimant ouvert. Le cheval est uniquement sous sédation permettant au cheval de partir dans la journée.



*IRM « bas champ » : 0,27 T Hallmarq
installé à la Clinique Vétérinaire Equine de Livet*

Ce système permet de réaliser des images jusqu'au carpe sur les membres antérieurs et jusqu'au jarret sur les membres postérieurs.

Le premier système Hallmarq, connu sous le nom d'EQ1, a été installé en septembre 2003. En 2006, la société présente un nouveau modèle, l'EQ2. Début 2013, il y a maintenant 56 systèmes installés dans le monde et plus de 20 000 examens sur chevaux debout ont été réalisés.



*IRM bas champ 0.27 T de la société Hallmarq
implanté à la Clinique Vétérinaire Equine de Livet*

Le système est placé dans une pièce amagnétique (cage de Faraday) et suffisamment grande pour accueillir le cheval. L'accès à la salle est réglementé du fait de la présence de l'aimant. Il est donc important de signaler grâce à des panneaux la présence de l'aimant et donc d'un champ magnétique.

La pièce est interdite à toutes personnes portant des pacemakers, des implants chirurgicaux ou des objets métalliques pour éviter tout accident mais également pour que ces appareils ne soit pas attirés par l'aimant et ne blessent quelqu'un ou encore détériorent le dispositif d'imagerie.

Il est également déconseillé de pénétrer dans la salle avec un téléphone portable ou une carte de crédit pour éviter l'effacement des données de ce type d'appareil.

La salle est également climatisée pour réguler la température et donc éviter tout artéfact ou dysfonction dans l'acquisition des images et ainsi obtenir une qualité d'images optimale. L'écart autour de la température moyenne à laquelle la machine est paramétrée est de plus ou moins 2 °C.



Signalisation à l'entrée d'une salle d'IRM

La salle permet également de réaliser des examens sous anesthésie générale ce qui permet d'appliquer cette technique aux poulains. Un emplacement est réservé à la console de visualisation.



Console d'acquisition et de visualisation des images

REGIONS EXAMINABLES

L'intérêt de l'IRM est principalement de mettre en évidence des lésions non visibles en radiographie et en échographie. Ces examens peuvent être longs et c'est pour cette raison que cette technique est utilisée pour des examens localisés. La majorité des cas présentés pour un examen IRM ont préalablement reçu une anesthésie diagnostique pour localiser le problème. Une étude récente a montré qu'il était nécessaire d'attendre 24h après une anesthésie tronculaire ou intra-articulaire et 72h après une anesthésie de la gaine digitale avant de réaliser l'examen.

Plusieurs types d'examen peuvent être réalisés selon les indications :

- examen d'une région : cet examen est le plus réalisé. En général, l'articulation opposée est aussi examinée afin de comparer les 2 côtés.
- examen de deux régions : cet examen est réalisé quand deux problèmes totalement différents sont suspectés sur un même cheval (par exemple, examen du pied antérieur gauche et du boulet postérieur droit).
- examen ciblé (moins de 6 séquences) : cet examen est réalisé quand un problème précis est suspecté (par exemple, contusion osseuse sur un boulet de cheval de course).
- examen de contrôle : cet examen est réalisé pour contrôler l'évolution d'une lésion sur un cheval déjà venu en clinique.
- examen pour un poulain : cet examen est réalisé en particulier pour diagnostiquer des lésions d'ostéomyélite non visibles en radiographie. Sur les poulains, l'examen est réalisé sous anesthésie générale.

La durée d'examen pour un pied est de l'ordre de 45 minutes. Pour les autres régions, la durée d'examen est de l'ordre de 30 minutes. Les tendons, le canon, le carpe et le jarret peuvent aussi être imagés. Ces régions peuvent aussi être imagées chez le poulain.

DEROULEMENT DE L'EXAMEN

Avant chaque examen, il est nécessaire de calibrer l'IRM. Pour cela, il existe des protocoles de calibration à suivre. Ce protocole va permettre de vérifier si tous les paramètres de la machine sont adéquats pour la réalisation d'un examen dans les meilleures conditions.

Pour effectuer cette calibration, il faut utiliser l'un des coils à disposition et le placer dans l'aimant avec un fantôme (boule remplie d'eau). Le fantôme permet également à la société Hallmarq de réaliser des tests à distance.



Placement du fantôme au centre de l'aimant

Lorsque les chevaux arrivent pour un examen, les pieds sont déferrés pour éviter les interférences avec l'aimant. Pour les examens de pied, il est nécessaire de réaliser un cliché radiographique pour vérifier qu'il ne reste pas de clous pouvant induire des artéfacts sur les images.

Le cheval est tranquilisé avec des doses usuelles d'alpha2agonistes et de dérivés morphiniques. Chez les chevaux sensibles aux injections, un cathéter intraveineux est mis en place.

Une fois le cheval dans la pièce, il faut placer la région à imager (le pied, le boulet...) au centre de l'aimant. Le coil ou antenne réceptrice-émettrice est ensuite placée sur la région à imager.

Selon la région à imager, plusieurs types de coil existent :



Coil Hallmarq utilisé pour l'examen IRM du pied



Coil Hallmarq utilisé pour l'examen IRM du boulet et du tendon



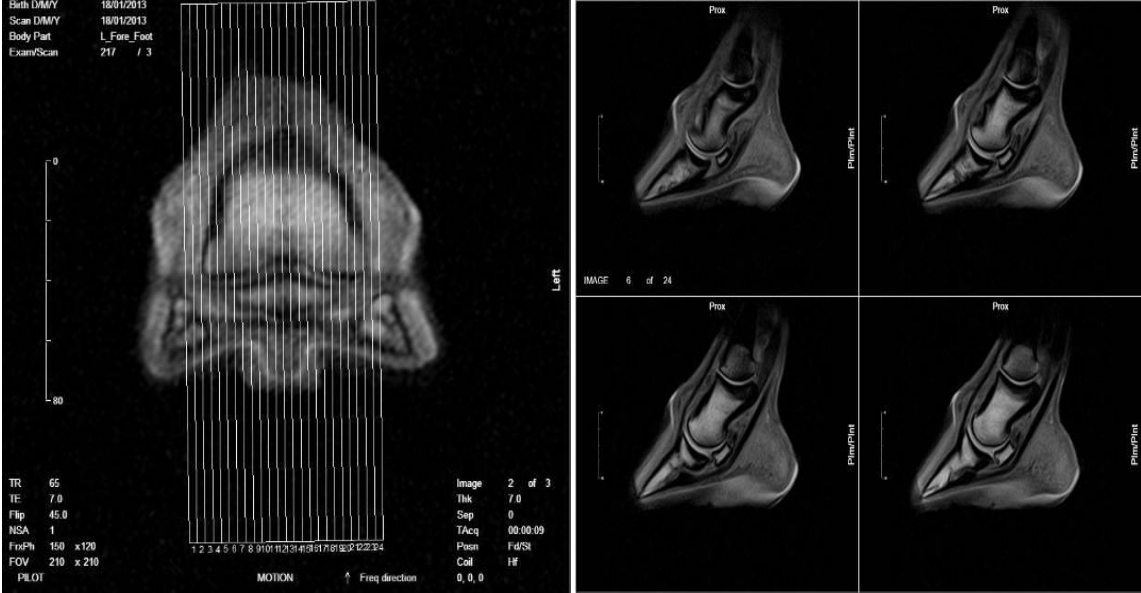
Coil Hallmarq utilisé pendant l'examen IRM du carpe et du jarret

Ensuite, l'acquisition des séquences souhaitées est lancée. Plusieurs protocoles existent. Il est indispensable que le cheval reste immobile pendant toute l'acquisition car le moindre mouvement génère un important flou des images sur toute la séquence acquise rendant parfois ininterprétable l'examen. Si le cheval déplace son pied, il est nécessaire de le repositionner et de reparamétrer les pilotes. Cela rallonge évidemment le temps de l'examen.

COUPES REALISEES

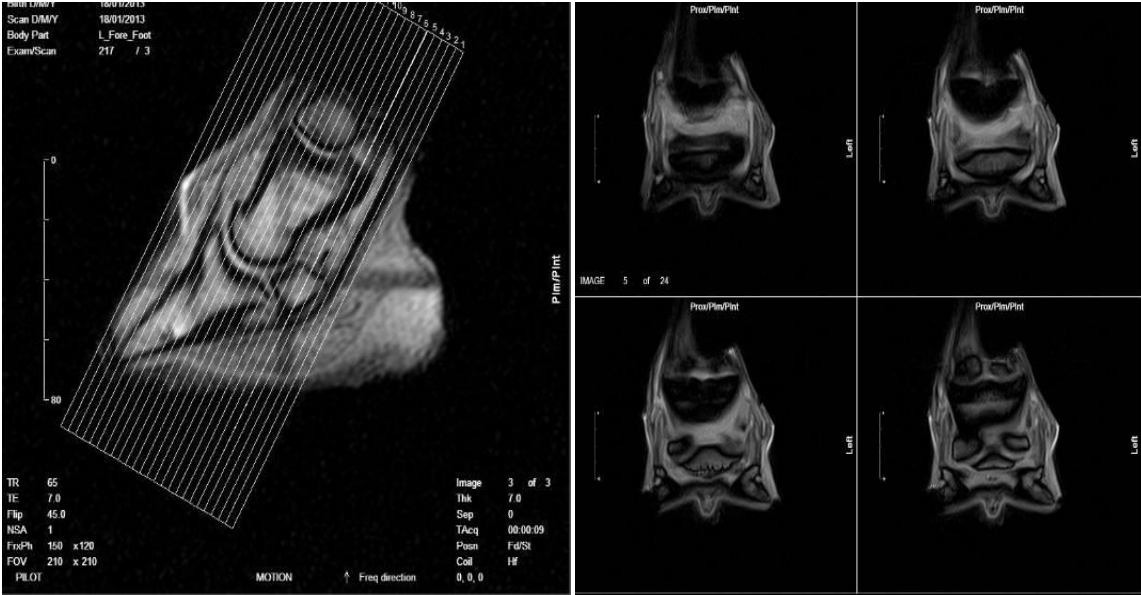
Les régions examinables sont imagées selon différentes orientations. Elles sont au préalable définies grâce à la console de visualisation.

Coupes sagittales



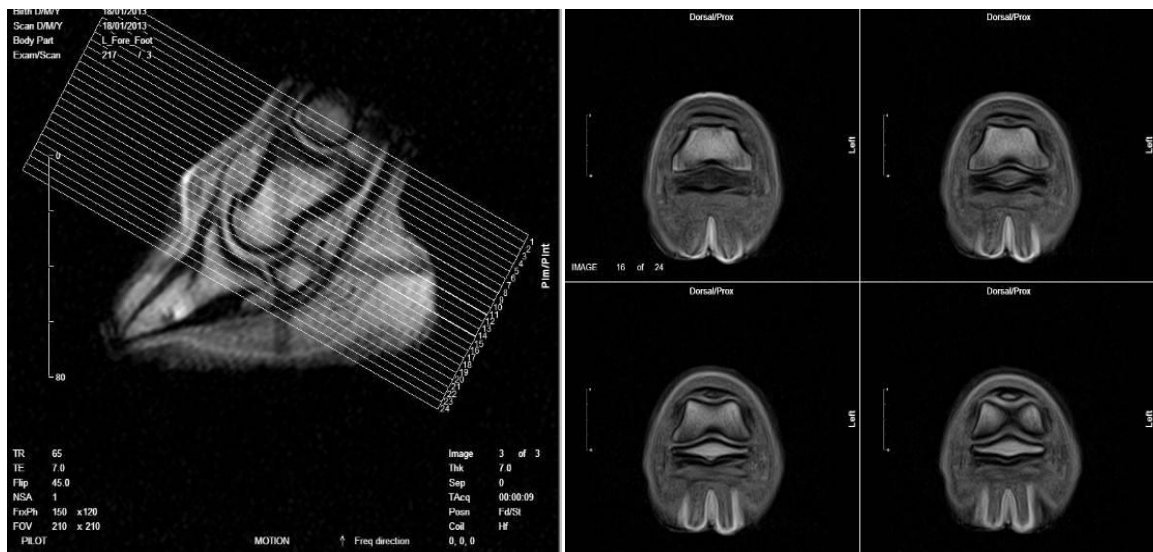
Fenêtre de pilotage et images obtenues de coupes sagittales du pied

Coupes frontales

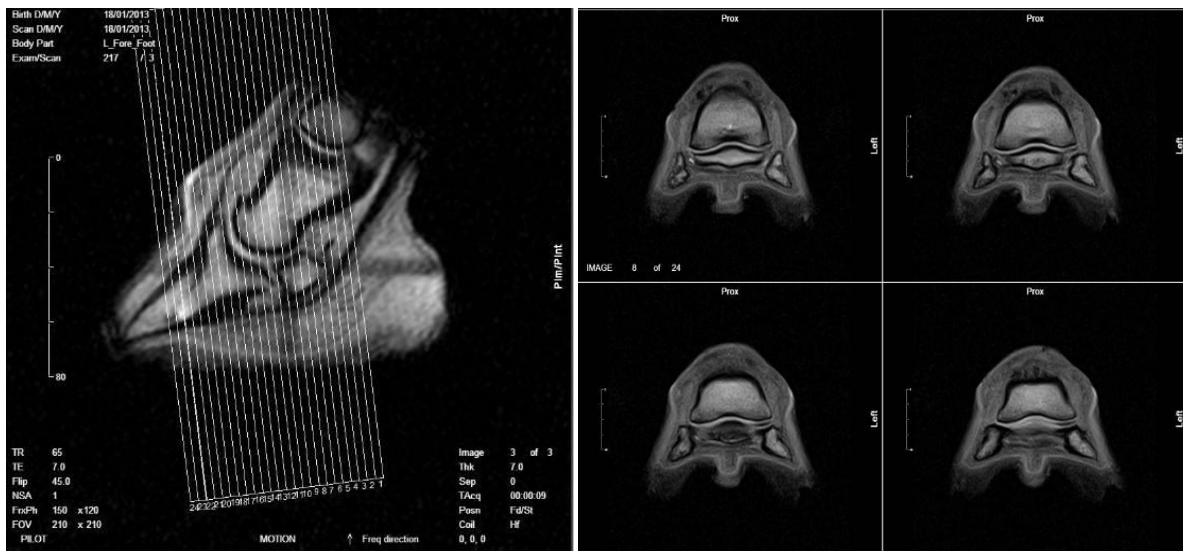


Fenêtre de pilotage et images obtenues de coupes frontales du pied

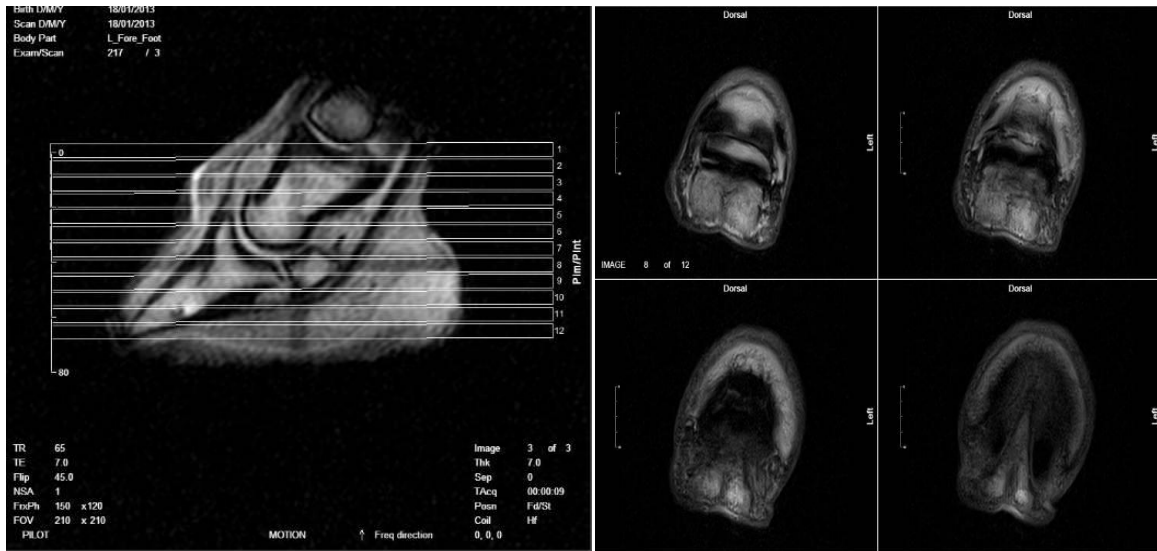
Coupes transversales



Fenêtre de pilotage et images obtenues de coupes transversales supra-sésamoidiennes du pied



Fenêtre de pilotage et images obtenues de coupes transversales infra-sésamoidiennes du pied



Fenêtre de pilotage et images obtenues de coupes transversales à plat du pied

SEQUENCES REALISEES

L'acquisition des images IRM se fait en utilisant des séquences. Une séquence fournit une série d'images (coupes) parallèles les unes aux autres. Les coupes IRM peuvent être réalisées dans n'importe quelle direction de l'espace. Sur le plan technique, une séquence se caractérise notamment par deux paramètres :

- le temps de répétition (TR) : il représente l'intervalle de temps séparant deux impulsions RF ;
- le temps d'écho (TE) : il représente le délai s'écoulant entre l'arrêt de l'onde RF et le moment où le signal est mesuré par l'antenne.

Types de scans

Echo de gradient et écho de spin rapide/écho de spin

Plusieurs types de scans existent, l'écho de gradient ou écho de spins/écho de spin rapide.

Echo de gradient (gradient écho, GRE)	Echo de spin/écho de spin rapide (spin echo SE/fast spin echo FSE)
Séquences rapides	Séquences lentes
Moins sensible aux mouvements	Plus sensible aux mouvements
Haut rapport signal sur bruit	Faible rapport signal sur bruit
Contraste faible	Contraste élevé
Sensible aux distorsions du champ magnétique	Relativement insensible aux distorsions du champ magnétique
Scan 2D ou 3D	Scan 2D seulement

Tableau présentant les différences entre les scans écho de gradient et écho de spin/écho de spin rapide

Les séquences IRM se distinguent également par un autre critère : l'aspect jointif ou non des coupes réalisées. En effet, comme pour toutes les techniques d'imagerie sectionnelle (échographie, scanner), les images sont formées en analysant le signal produit par une certaine épaisseur de tissu qui représente l'épaisseur de la coupe.

En IRM, les séquences 2D se caractérisent par des coupes non jointives dont l'épaisseur est généralement de 3 à 4 mm avec un espace non imagé entre les coupes variant de 0,5 à 1 mm. Inversement, les séquences 3D permettent

d'obtenir des coupes jointives ayant également une épaisseur inférieure (en moyenne 1 à 2 mm).

Acquisitions 2D et 3D

Il y a un nombre important de différences entre les images 2D et 3D. L'une n'est pas mieux que l'autre mais comme beaucoup d'aspects de l'IRM chacune des deux a ses mérites et ses lacunes.

2D	3D
Acquisition des données coupe par coupe	Acquisition d'un bloc coupé à postériori
Moins sensible aux mouvements	Plus sensible aux mouvements
Coupes épaisses	Coupes minces
Ecart entre les coupes	Pas d'écart entre les coupes
Avec séquence GRE, souplesse du nombre de coupes choisies et donc modulation du temps d'acquisition	Nombre de coupes et temps de balayage fixes
Possibilité de faire une seule coupe par exemple sur un tendon	Impossible de faire une seule coupe par exemple sur un tendon
Moins de rapport signal sur bruit et de résolution	Meilleur rapport signal sur bruit et meilleure résolution

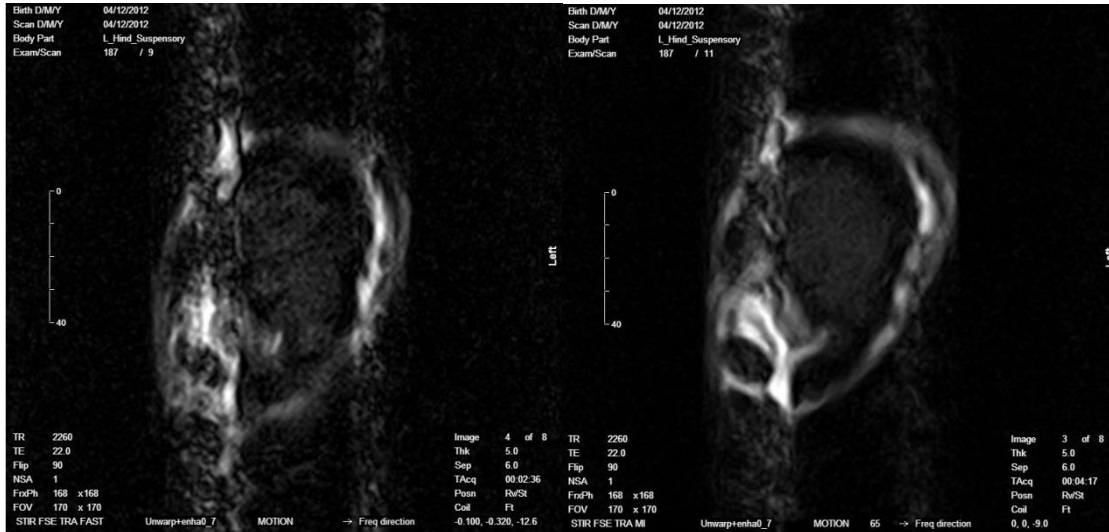
Tableau présentant les différences entre les séquences acquises en 2D et en 3D

Scans rapides (FAST), haute résolution (HR) et correction de mouvements (MI)

Ces types d'acquisition d'images ont chacun des utilisations différentes et spécifiques et sont à la disposition de l'opérateur dans la liste des séquences qu'il peut utiliser.

Les FAST scans (images rapides) présentent une acquisition plus rapide que l'analyse standard et sont donc moins sensibles aux mouvements du patient mais en contrepartie il y a une réduction du rapport signal sur bruit (SNR) et de la résolution. Ces analyses présentent un certain niveau de correction du mouvement mais non intégré dans les trois plans de l'espace. Ils sont généralement utilisés lorsque le mouvement est trop important pour un balayage 2D, par exemple pour l'examen du boulet et des parties proximales. Elles présentent une bonne alternative aux acquisitions en correction de mouvement (MI).

Les séquences MI sont des séquences qui utilisent la correction du mouvement en temps réel dans les trois plans de l'espace, et sont en théorie les moins sensibles aux mouvements. Les séquences utilisant le MI peuvent rendre le temps d'examen plus long que dans le cas d'utilisation de FAST scans mais elles sont souvent utilisés. Tout comme les FAST scans, ils sont souvent utilisés pour l'examen de régions proximales en particulier sur le carpe et le jarret.



Coupes FAST et MI de la région proximale d'un canon postérieur. L'image est plus nette avec la séquence MI. L'artéfact de vaisseaux reste visible sur les deux images.

L'analyse haute résolution (HR) augmente le SNR et la résolution mais cela en augmentant le temps d'acquisition et la sensibilité aux mouvements. Le mouvement devant être minimal, ce type d'acquisition reste rarement utilisé proximement au pied.

Types de pondérations

En IRM, plusieurs « séquences » sont utilisables. Ce sont des techniques permettant d'imager une région en fonction de ce que l'on cherche à mettre en évidence. Il existe quatre grands types de séquences.

Pondération T1

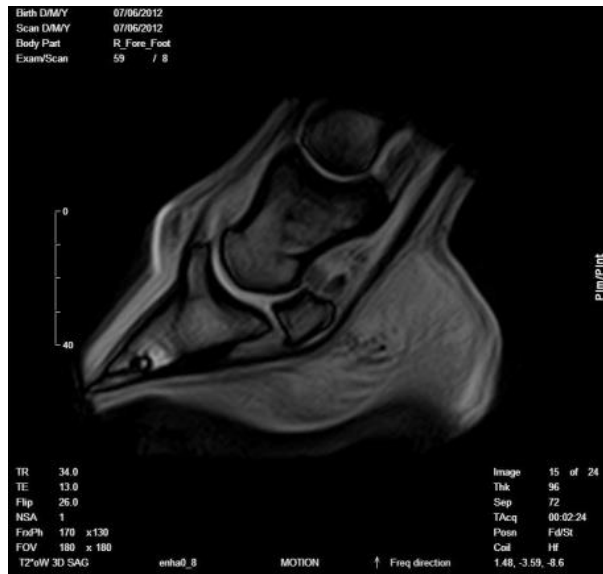
Les images pondérées T1 (images anatomiques) ont une acquisition rapide et un détail structurel excellent. Elles permettent de contraster la graisse et l'eau. Le signal sera plus intense dans les graisses que dans l'eau. Ces séquences permettent d'obtenir un « contraste anatomique ». Cela permet d'évaluer précisément la taille et la forme des différentes structures anatomiques. Elles sont également intéressantes pour détecter les lésions tendineuses et ligamentaires.



Coupe sagittale de pied pondérée en T1

Pondération T2

Les images pondérées T2 (images pathologiques) ont une acquisition moins rapide et une plus faible résolution que T1 mais sont excellentes pour identifier une lésion. Elles permettent de mettre en évidence les liquides présents dans les différentes structures, liquides souvent synonymes d'inflammation ou de la présence d'un œdème mais aussi l'éventuelle présence de sang (hémorragies) dans les structures. Ces séquences sont également intéressantes pour détecter les lésions de densification osseuse. Il existe en parallèle, une séquence T2* pouvant mettre en évidence des structures plus fines mais le contraste est moins intense que l'imagerie T2.



*Coupe sagittale de pied pondérée en T2**

Pondération STIR

Les images pondérées en STIR (saturation de graisse) qui permettent de supprimer le signal de la graisse ou de la moelle osseuse tout en conservant le signal produit par le liquide présent dans l'os. Cette séquence permet de réduire les interférences présentes dans l'os produites en imagerie T1. Cela permet de mettre en évidence les zones d'inflammation osseuse.



Coupe sagittale de pied pondérée en STIR

Densité de protons (PD)

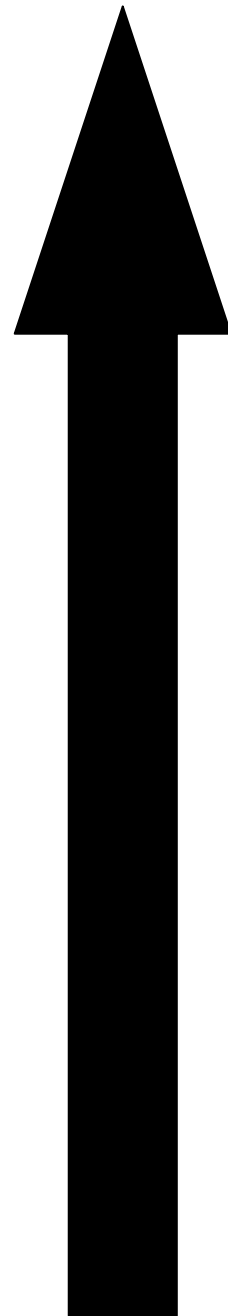
La séquence « densité de protons » donne une image pondérée en densité de protons à savoir que le contraste dépend du nombre de protons présent dans le tissu à étudier. Elle donne une bonne image anatomique mais est surtout utilisée dans le cas des systèmes « haut champ ».

Sensibilité des séquences aux mouvements

Chaque séquence est donc une combinaison de tous les paramètres présentés ci-dessus. Chacune de ces séquences présente un degré différent de sensibilité aux mouvements. Voici une échelle présentant le degré de sensibilité des séquences (liste non exhaustive).

Robustesse par rapport au mouvement :

- T1W GRE MI
- T1W GRE FAST
- T2*oW GRE MI
- T2* oW GRE FAST
- T2*iW GRE MI
- T2*iW GRE FAST
- PDW FSE FAST
- T1W GRE
- T2*oW GRE
- T2*iW GRE
- T1W SE
- PDW SE
- STIR GRE
- T2W FSE MI
- T2W FSE FAST
- T1W 3D
- STIR FSE MI
- STIR FSE FAST
- T2W FSE
- T2*oW 3D
- T2*iW 3D
- STIR FSE



ARTEFACTS

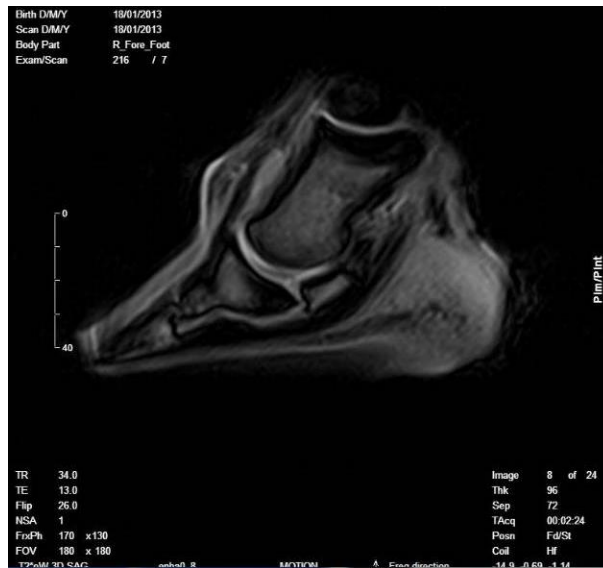
L'IRM est une technique d'imagerie sensible à différents artéfacts. L'IRM montre des fonctionnalités qui ne sont pas de pures représentations de l'objet original. Il est important de comprendre le fonctionnement du système, les problèmes possibles d'instrumentation et les caractéristiques particulières de l'IRM pour produire des images de haute qualité conduisant à des interprétations cliniques fiables. Plusieurs types d'artéfacts, donc d'anomalies dans l'image peuvent se produire et être visibles au moment de la lecture.

Artéfacts de mouvements

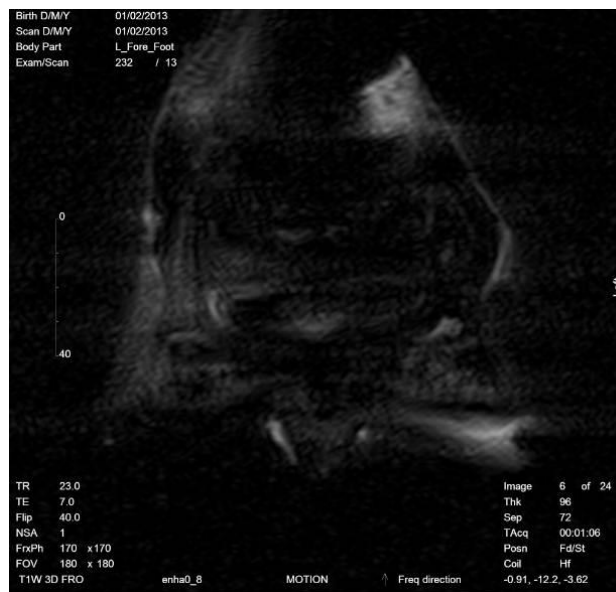
La manipulation d'un cheval uniquement sédaté donc en mouvement est la grande différence avec l'imagerie humaine. En effet, il est beaucoup plus difficile de garder un cheval totalement immobile.

Les mouvements du cheval peuvent être atténués par un protocole de sédation contrôlé mais également par des logiciels de correction de mouvement. D'autres mouvements internes (flux sanguin) ou externes (objets métalliques mobiles) ou des instabilités du système peuvent créer également des artéfacts de mouvement.

Le mouvement donne un effet de flou sur les images. Il faut particulièrement faire attention aux mouvements lors de l'acquisition de séquences 3D qui sont des séquences plus sensibles au mouvement. Les effets peuvent être difficiles à identifier lors de la lecture des images surtout lorsque le mouvement s'inscrit sur l'image entre deux coupes.



Exemple de coupe sagittale du pied où le cheval « tanguait » fortement ; le pied est resté posé sur le sol. Les contours sont moins nets et une déformation de l'image est présente.

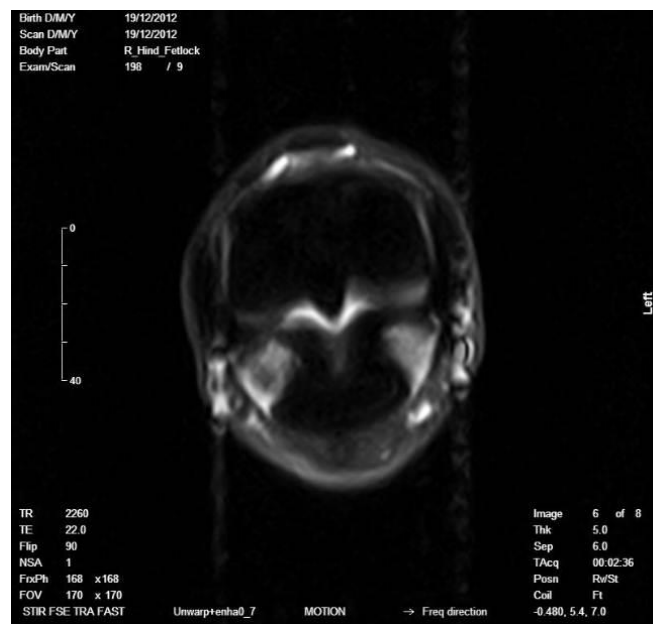


Exemple de coupe frontale du pied où le cheval a déplacé son pied. L'image est ininterprétable.

Artéfacts de vaisseaux

L'écoulement du sang génère un signal qui est généralement lumineux et le flux pulsatile provoque une raie fantôme qui traverse l'image dans une direction. L'effet peut être atténué par :

- l'utilisation de séquences compensatrices du flux,
- en faisant une rotation de la direction d'encodage de sorte que les vaisseaux ne se voient pas,
- en appliquant des impulsions au dessus et en dessous de la zone d'intérêt pour réduire le signal.



Exemple de coupe transversale du boulet présentant un artéfact de vaisseaux sanguins typique.

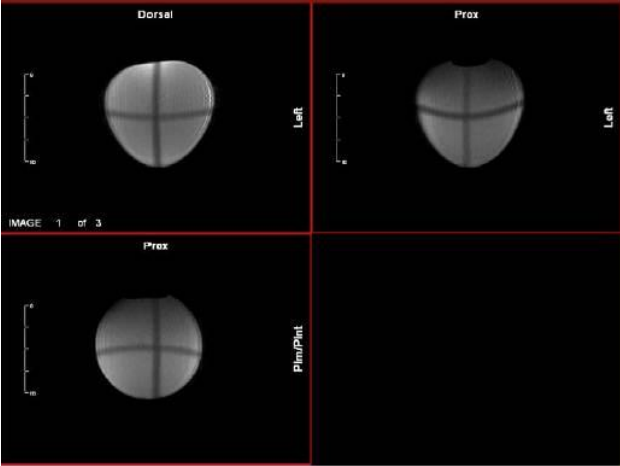
Artéfacts dus aux anesthésies diagnostiques

La majorité des cas présentés pour un examen IRM ont préalablement reçu une anesthésie diagnostique pour localiser le problème. Une étude récente a montré qu'il était nécessaire d'attendre 24h après une anesthésie tronculaire ou intra-articulaire et 72h après une anesthésie de la gaine digitale avant de réaliser l'examen afin de limiter les artéfacts dû au produit.

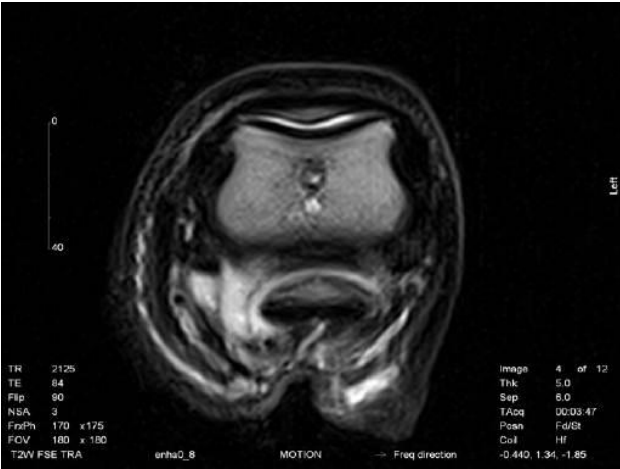
Artéfacts dus à la température et à l'uniformité du champ

Les systèmes d'imagerie bas champ faible sont sensibles aux variations de température. Si la température de la pièce varie en dehors de la plage permise sans compensation alors les images vont être déformées. Cela va provoquer un effet de distorsion. Les images vont être comprimées sur une face et tendues

sur l'autre. Les images 3D en coupes sagittales vont perdre le signal d'un côté et les tranches vont être incurvées. Pour cette raison, la salle est climatisée pour maintenir la température à laquelle la machine a été calibrée.



Images pilotes à partir d'une balle remplie d'eau à une température d'environ 5°C au-dessous de celle à laquelle le système devrait fonctionner. Une déformation est évidente. (Image Hallmarq)

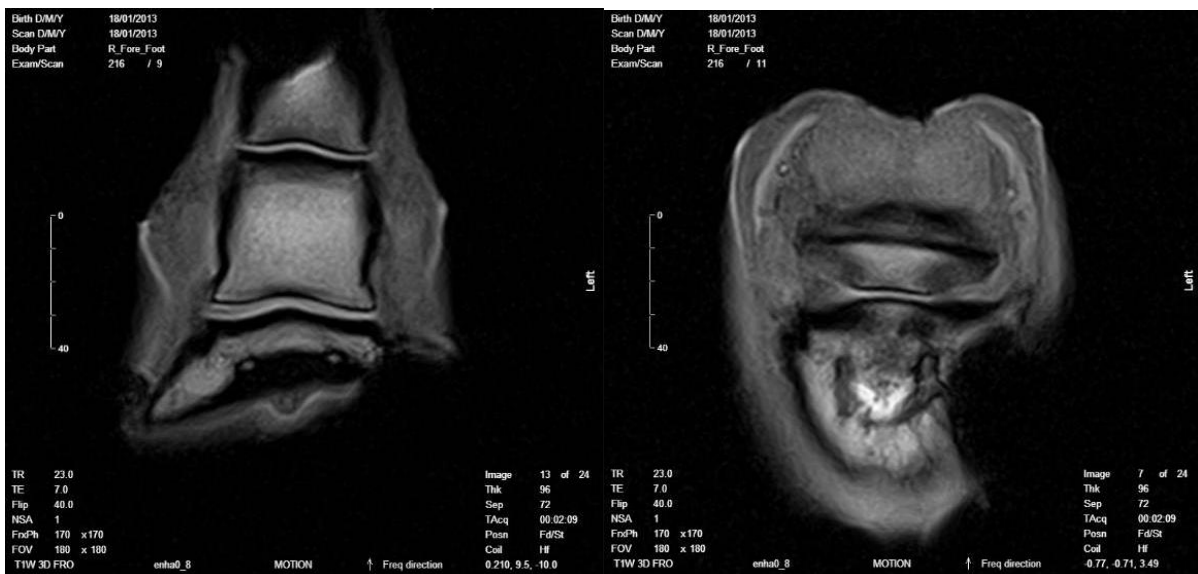


Coupe transversale de pied avec une déformation de l'image due à une variation de température. (Image Hallmarq)

Artéfacts dus aux objets métalliques

Il est nécessaire de défermer le cheval avant tout examen pour éviter dans un premier temps les artéfacts que cela va provoquer sur les images mais également pour la sureté de l'animal (qui risque d'être attiré sur l'aimant). Toute particule magnétique à proximité du dispositif d'imagerie va perturber l'image. Certains types de sol (sable noir, certains argiles) sont magnétiques de sorte que les pieds doivent être soigneusement nettoyés et le contour de la zone d'intérêt soigneusement brossé.

Dans chaque cas, l'image s'affiche avec une région noire qui peut varier en taille en fonction du champ de vue de la séquence. Les systèmes haut champ sont plus sensibles à des objets magnétiques que les systèmes bas champ.



Exemple de coupes frontale et transversale présentant une zone d'hyposignal due à la présence d'un fragment de clou.

Angle magique

Cet artefact est la conséquence des propriétés physiques particulières des tissus fibrillaires et de leur interaction avec le champ magnétique statique. Lorsque les structures anisotropes (par exemple, des tendons et des ligaments) sont alignés selon un angle donné ($\sim 54,7^\circ$) à la direction du champ magnétique principal, le temps de relaxation T2 augmente.

Normalement, le T2 court de base des ligaments et des tendons est à l'origine d'un aspect habituellement en hyposignal de ces structures.

Cependant, lorsque ces structures sont associées selon cet angle donné, on peut observer un hypersignal d'intensité variable.

L'intensité de la variation de signal induite par l'angle magique est variable en fonction du TE : il est maximal pour des TE relativement courts (de l'ordre du T2) et régresse lorsque le TE est allongé. La variation de l'hypersignal relatif est dépendante de l'angle et évolue progressivement entre 0° et 55°.

L'effet de l'angle magique est donc plus intense avec un temps d'écho court (par exemple pour des séquences GRE ou 3D) et Hallmarq recommande d'utiliser la séquence T2 FSE pour le diagnostic de lésions ligamentaires.

L'angle magique est parfois recherché pour visualiser les tendons ou les ligaments en contraste positif.

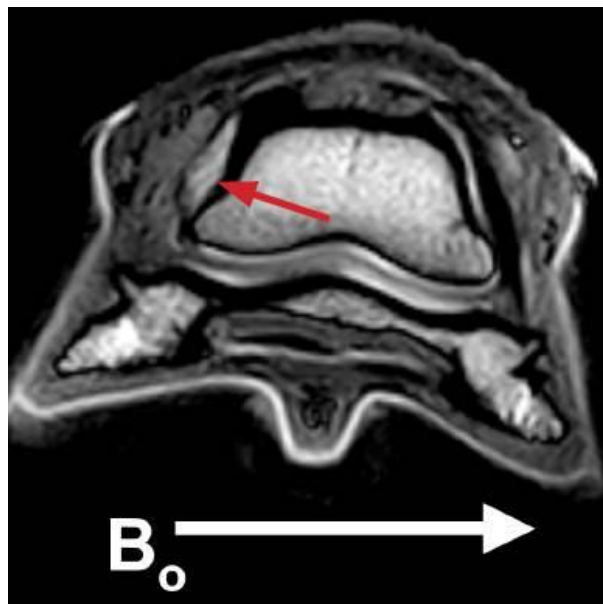


Image montrant des différences marquées d'intensité entre le côté médial et le côté latéral au niveau des ligaments, sans pathologie, dues à une mauvaise orientation du pied dans le champ magnétique (Image Hallmarq).

Annulation de phase graisse/eau

Par définition le contraste T2* n'est pas le même que le contraste T2, même s'il existe quelques similitudes. En particulier, des images pondérées T2* en écho de gradient (GRE et 3D) et des images pondérées en T2 en écho de spin (SE, FSE ou STIR) devraient afficher un hypersignal accru associé à la teneur accrue d'eau. C'est la base de leur usage diagnostique dans la détection de l'inflammation et de l'œdème.

Toutefois, dans certaines circonstances, les images pondérées en T2* peuvent apparaître sombres là où des images pondérées T2 FSE sont lumineuses. Ce phénomène sur les images pondérées en T2* est dû au fait que les signaux de la graisse et de l'eau s'annulent mutuellement. Ce phénomène doit être reconnu pour éviter une confusion lors du diagnostic.

Les protons qui résonnent dans le tissu vont générer des ondes radios à des fréquences très spécifiques.

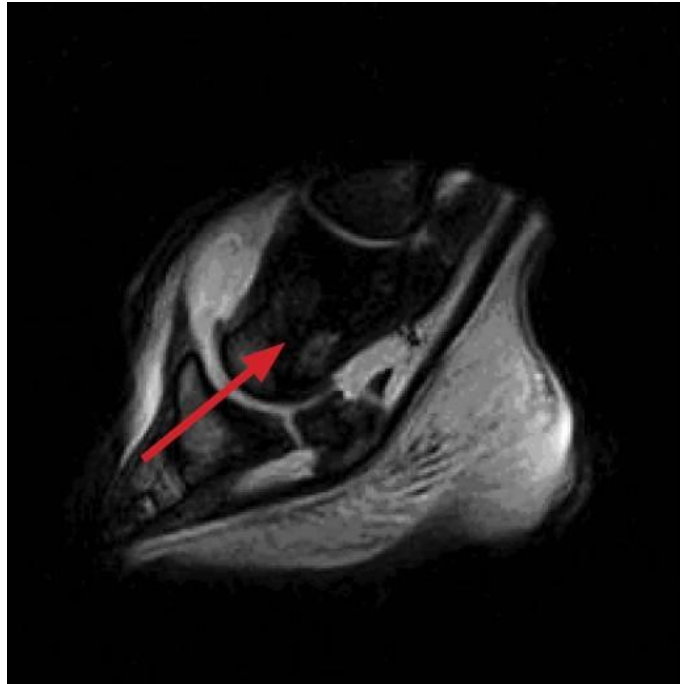
Le signal de l'eau est toujours à une fréquence légèrement différente de celle de la graisse en raison d'un effet connu sous le nom de « déplacement chimique ». Il correspond à la modification de la fréquence de résonance des protons au sein de molécules lorsque leur environnement électronique est différent.

En effet, lors d'une séquence en écho de spin, l'impulsion de 180° rephase les spins au moment de l'écho de spin. L'absence d'impulsion de 180° en séquence écho de gradient est à l'origine d'une différence entre les phases des spins de la graisse et de l'eau au moment de l'écho de gradient. Cette différence de phase dépend de la différence de fréquence de précession et du temps d'écho. Par exemple, avec un champ de 1.5T ; la différence de fréquence est de 225 Hz, ce qui correspond à une période de 4.4 ms. Pour des TE multiples de 4.4 ms, les spins des protons de l'eau et de la graisse sont en phase donc leur signaux s'additionnent. Pour des TE dans l'intervalle (2.2 Hz par exemple), les spins des protons de l'eau et de la graisse seront en opposition de phase, leur signaux vont donc se soustraire. La soustraction va se faire au sein d'un même voxel. Si les deux contingents sont de signal équivalent, la résultante est une absence de signal.

À l'interface entre des structures tissulaires à prédominance hydrique (muscles, organes...) et la graisse, les voxels vont contenir à la fois de la graisse et de l'eau d'où un liseré de vide de signal qui va surligner les contours de ces organes. Ceci correspond à l'artéfact de déplacement chimique de deuxième type. Cet artéfact lié à une différence de phase d'origine chimique est indépendant des gradients et s'observe aussi bien dans la direction du gradient de codage de phase que de fréquence.

Dans le cas du dispositif Hallmarq EQ2, le temps TE pour les séquences T2*W 3D et T2*W GRE est d'exactly 13 ms. Les signaux de la graisse et de l'eau seront donc exactement en phase à 13 ms et ses multiples sur des séquences écho de gradient.

Lorsque la quantité de graisse est à peu près égale à la quantité d'eau, les signaux s'annulent.



*Image acquise avec une séquence T2*W en IRM montrant une contusion osseuse de P2 et de l'os naviculaire. (Images Hallmarq)*

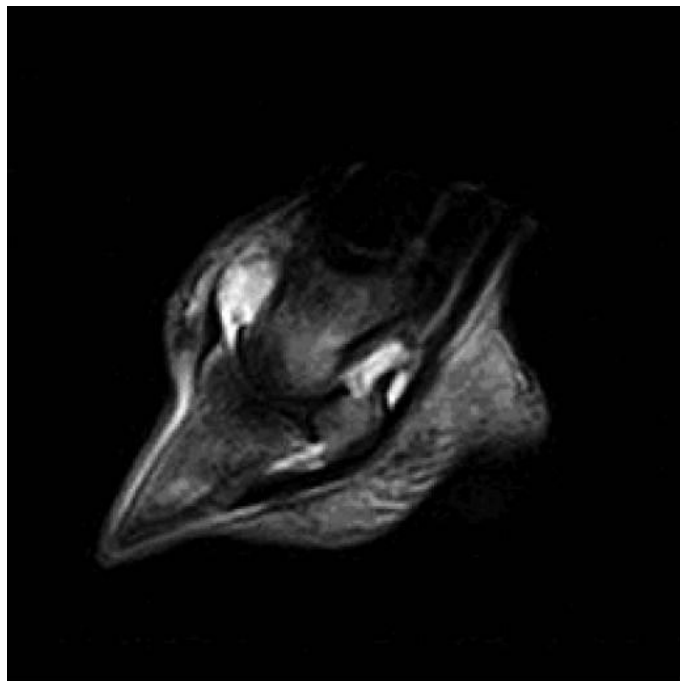


Image acquise avec une séquence STIR en IRM montrant une contusion osseuse de P2 et de l'os naviculaire. (Images Hallmarq)

L'image pondérée T2* montre un hyposignal (flèche rouge) en raison d'une annulation de phase entre la graisse et l'eau où l'excès de liquide, comme le montre l'image en pondération STIR, devrait produire un hypersignal. Ceci doit être différencié d'une lésion sclérotique, qui n'est pas présente mais qui pourrait être mal diagnostiquée.

Hallmarq recommande donc fortement l'utilisation de séquence d'écho de spin (SE ou FALSE) en parallèle des séquences écho de gradient T2*W.

Les images T2*W des ligaments collatéraux de l'articulation interphalangienne distale (et des ligaments obliques sésamoïdiens distales du boulet) peuvent montrer cet effet (artéfact d'hyposignal) et l'effet angle magique. Il est donc fortement recommandé d'imager ces ligaments avec une séquence T2 FSE.

GLOSSAIRE

FAST scans : Acquisition rapide d'images

FSE : Echo de spin rapide

FRO : Coupes frontales

GRE : Echo de gradient

HR : Haute résolution

Hz : Hertz

IRM : Imagerie par résonance magnétique

MI: Correction de mouvement (Motion insensitive)

ms: Millisecondes

PD: Densité de proton

RF: Radiofréquence

SAG : Coupes sagittales

SE : Echo de spin

SNR: Rapport signal sur bruit

STIR: Séquence en saturation de graisse

T: Tesla

TE: Temps d'écho

TR: Temps de répétition

TRA: Coupes transversales

T1W: Séquence en pondération T1

T2oW: Séquence en pondération T2 hors phase du signal de la graisse

T2iW: Séquence en pondération T2 en phase du signal de la graisse

2D et 3D: Deux ou trois dimensions