

Choix optimisé des plans et séquences utilisés pour l'examen par résonance magnétique du pied équin

BOLEN G.¹, HAYE D.², MAQUET N.², DONDELINGER R.², BUSONI V.¹

¹ Service d'Imagerie médicale, Département Clinique des Animaux de Compagnie et des Equidés, Faculté de Médecine vétérinaire, Université de Liège, Boulevard de Colonster, 20, bâtiment B42, 4000 Liège, Belgique

² Département des Sciences cliniques, Service d'Imagerie médicale, Faculté de Médecine, Université de Liège, CHU, Bâtiment B35, 4000 Liège, Belgique

Correspondance : Géraldine Bolen, Email : gbolen@ulg.ac.be

RESUME

Le but de ce travail a été d'établir un ou plusieurs protocoles courts d'examen par résonance magnétique du pied équin, en choisissant les séquences les plus appropriées dans un nombre limité de coupes, permettant de visualiser différentes structures anatomiques. Trois pieds ont été examinés avec plusieurs séquences utilisées pour le système ostéo-articulaire dans sept plans différents (1 sagittal, 3 dorsaux et 3 transversaux). Un score numérique a été attribué aux structures évaluées pour chaque plan et chaque séquence utilisés. Ensuite, les séquences et plans avec les scores plus élevés ont été sélectionnés afin de proposer trois protocoles courts. Le premier utilise principalement les séquences de spin écho, une séquence avec atténuation de la graisse et une séquence plus spécifique pour l'évaluation du cartilage. Le deuxième protocole utilise en plus les séquences d'écho de gradient intéressantes pour mettre en évidence les sites d'hémorragie et le cartilage articulaire. Le troisième ajoute des plans de coupe particuliers : un perpendiculaire à l'insertion distale du tendon fléchisseur profond du doigt et l'autre perpendiculaire aux ligaments collatéraux de l'articulation interphalangienne distale ainsi qu'une séquence supplémentaire alliant visualisation du cartilage et suppression de la graisse.

1. INTRODUCTION

L'imagerie par résonance magnétique (IRM) est une technique d'imagerie médicale basée sur le principe de la résonance magnétique nucléaire (RMN). En appliquant une combinaison d'ondes électromagnétiques sur une partie du corps, on excite ses noyaux d'hydrogène. Constitué d'un seul proton, l'atome d'hydrogène se comporte comme un aimant microscopique, animé d'un mouvement de rotation rapide sur lui-même appelé spin. En tournant, la charge électrique positive du proton induit un champ magnétique microscopique appelé dipôle magnétique. Celui-ci peut être représenté par un vecteur appelé moment magnétique. La distribution et la direction des moments magnétiques sont aléatoires et désordonnées à l'état naturel. La valeur résultante de ceux-ci est donc nulle. Par contre, lorsqu'ils sont placés dans un champ

magnétique extérieur de grande intensité (appelé B0), ces protons s'orientent parallèlement à l'axe de ce champ magnétique extérieur soit dans le sens du champ (parallèle : pour les protons les moins excités, les moins énergétiques) ou à contresens (antiparallèle : pour les protons les plus excités, les plus énergétiques). Ceci correspond au phénomène de magnétisation. Du fait de l'alignement des spins dans le champ B0 et de la répartition à peu près équivalente des protons dans le sens parallèle et antiparallèle, la valeur résultante de leur somme est nulle. Si on soumet ces spins à l'influence d'un deuxième champ magnétique B1 beaucoup plus faible et perpendiculaire à B0, on peut obtenir un transfert de l'énergie portée par ce nouveau champ B1 aux spins. Ce transfert est maximal si la fréquence du champ B1 est égale à la fréquence de Larmor ou fréquence de précession des pro-

tons. B1 est créé grâce à une onde de radio émise dans une bande de fréquence correspondant à la fréquence de Larmor. Cette onde de radiofréquence provient d'une antenne émettrice correctement placée perpendiculaire à B0. Les spins situés dans le plan d'influence de l'onde de radiofréquence s'écartent de l'axe de B0 grâce à ce phénomène de résonance, et ce d'autant plus que l'impulsion radio est longue. À l'arrêt de l'impulsion radio, les spins vont regagner progressivement leur état d'équilibre initial selon B0. Ils vont se relaxer en fournissant un signal électrique faible mais détectable appelé *free induction decay*. Ce signal est collecté (lecture) et transformé sous forme d'image. Le temps que mettent les spins à retrouver leur état d'équilibre initial est appelé temps de relaxation. Celui-ci dépend de la composition chimique et donc la nature des tissus biologiques. Il est

donc spécifique des différentes substances de l'organisme d'où son intérêt clinique (Bushberg, 2002a ; 2002b ; Kastler, 2003a ; 2003b).

Une séquence IRM est l'ensemble des paramètres définissant les impulsions de champ magnétique et les caractéristiques des mesures effectuées en IRM. Une séquence se caractérise par deux principaux paramètres : le temps d'écho (TE), durée entre le sommet de l'impulsion d'excitation et la moitié du temps de lecture, et le temps de répétition (TR), durée au bout de laquelle on reproduit la séquence. Grâce aux différentes séquences, on peut observer les différents tissus avec des contrastes différents (Bushberg, 2002a ; 2002b ; Kastler, 2003a ; 2003b).

L'IRM donne des images dans les trois plans de l'espace alors que le patient est immobile sur la table d'examen: coupes transversales, coupes sagittales et coupes dorsales. L'IRM est donc une technique qui fournit des images natives suivant n'importe quelle direction de l'espace, c'est-à-dire sans aucune nécessité de manipulations mathématiques additionnelles ou de calculs par rapport à un autre plan de coupe comme c'est le cas pour la tomodensitométrie (Bushberg, 2002a ; 2002b ; Kastler, 2003a ; 2003b).

En médecine vétérinaire, l'IRM connaît un essor de plus en plus important mais reste difficile d'accès vu le coût du matériel à l'achat et à la maintenance de celui-ci. Elle est principalement utilisée pour les pathologies neurologiques chez les petits animaux mais elle prend de plus en plus d'importance en pathologie ostéo-articulaire aussi bien chez les petits animaux que chez les grands animaux (Dennis, 2003). L'anatomie et l'apparence normale des différentes structures qui composent le pied équin ont été décrites (Kleiter *et al.*, 1999 ; Dyson *et al.*, 2003b ; Busoni *et al.*, 2004).

L'utilisation de l'IRM dans les pathologies du pied du cheval a été illustrée à de nombreuses reprises et a déjà démontré sa supériorité par rapport aux autres techniques d'imagerie dans le diagnostic de lésions dans cette région (Denoix *et al.*, 1993 ; Whitton *et al.*, 1998 ; Widmer *et al.*, 2000 ; Dyson *et al.*, 2003a ; 2003b ; Murray *et al.*, 2003 ; Schneider *et al.*, 2003 ; Dyson *et al.*, 2004 ; Zubrod *et al.*, 2004 ; Boado *et al.*, 2005 ; Kinns et Mair, 2005 ; Mair et Kinns, 2005 ;

Kofler *et al.*, 2007 ; Sherlock *et al.*, 2007 ; Cohen *et al.*, 2008 ; Mair et Sherlock, 2008 ; Nagy *et al.*, 2008 ; Arble *et al.*, 2009 ; Gutierrez-Nibeyro *et al.*, 2009).

L'anesthésie générale étant encore majoritairement nécessaire pour les examens d'IRM chez le cheval, la recherche d'un protocole court, utilisant des temps d'acquisition relativement rapides pour chaque séquence est d'une grande utilité afin d'en limiter les risques. Ceci est également vrai pour les examens réalisés sur chevaux debout et tranquilisés. En effet, les chevaux sédatisés ont une capacité limitée de rester immobile pendant de longue période. Même si une étude a déterminé quels plans sont les meilleurs pour visualiser différentes structures anatomiques (Kleiter *et al.*, 1999), l'orientation exacte de ces plans par rapport aux différentes structures anatomiques n'y a pas été décrite et uniquement un type de plan transversal, dorsal et sagittal a été utilisé. De même, une étude utilisant deux types de plans transversaux et dorsaux a permis de déterminer quelles structures sont mieux visualisées en fonction de ces 2 types de plans mais cette étude n'a été réalisée qu'avec une seule séquence (Spriet, 2006). Ainsi, la plupart des publications n'ont pas de protocole standardisé ou utilisent de nombreuses séquences, et chacune d'elle dans les différents plans (Whitton *et al.*, 1998 ; Dyson *et al.*, 2003b ; 2003a ; Murray *et al.*, 2003 ; Dyson *et al.*, 2004 ; Zubrod *et al.*, 2004). Cela entraîne une durée d'anesthésie longue pour un cheval, en particulier si une comparaison avec le membre controlatéral est nécessaire.

Le but de cette étude a été d'établir un ou plusieurs protocoles courts d'examen par IRM du pied du cheval, en choisissant les séquences les plus appropriées dans un nombre limité de plans de coupes, permettant de visualiser les différentes structures anatomiques les plus souvent atteintes lors de pathologie du pied équin tels la phalange distale (P3), l'articulation interphalangienne distale (AIPD), l'appareil podotrochléaire (APT).

2. MATERIEL ET METHODES

Pieds isolés

Trois extrémités digitées provenant de chevaux euthanasiés pour des raisons autres qu'un problème orthopédique

ont été utilisées. Aucun renseignement sur leur état locomoteur n'a pu être collecté. Celles-ci ont été sectionnées au niveau de l'articulation carpo-métacarpienne afin d'éviter l'introduction d'air autour des tendons et dans la gaine digitale. L'introduction d'air engendrerait un artefact de susceptibilité magnétique. L'extrémité proximale a été recouverte par une protection faite de papier et d'un gant en latex afin d'éviter la perte de sang lors des manipulations. Les pieds ont été déferrés le cas échéant. Les trois pieds ont été brossés et parés afin de les débarrasser de tous débris pouvant créer des artefacts en IRM.

Un examen radiographique composé d'une incidence latéromédiale et d'une incidence dorso 60° proximale-palmarodistale oblique a été réalisé sur chaque pied afin de n'utiliser que des pieds radiographiquement normaux. De plus, l'examen radiographique a permis la vérification de l'absence de matériel métallique dans le pied. En effet, même après déferrage, des morceaux de clous peuvent toujours être présents dans le pied et être responsables d'artefacts métalliques. Aucune lésion excepté un léger élargissement des fossettes synoviales n'a été mise en évidence durant l'examen par IRM sur les pieds utilisés. Ainsi ces pieds ont été considéré normaux sur base de leur inspection, palpation, examen radiographique et examen par IRM.

Appareillage et examen par IRM

Les examens par IRM ont été réalisés dans les 12 heures après l'euthanasie de l'animal avec une unité Siemens Symphony (Siemens S.A., Bruxelles, Belgium) possédant un aimant de haut champ de 1.5 Tesla (T) de type fermé. L'antenne utilisée était une antenne de radiofréquence de type genou utilisée en médecine humaine pour l'examen de cette région. Les pieds ont été positionnés au centre de l'antenne sans contact avec celle-ci, de façon à simuler le positionnement obtenu lors d'un examen sur cheval couché. Cette position a été obtenue à l'aide de coussins et de sacs de sable placés en région métacarpienne.

Séquences et plans

La plupart des séquences utilisées en imagerie du système ostéo-articulaire ont été réalisées dans les différents plans (dorsal, sagittal, transversal). Ces séquences sont la séquence *turbo spin echo* (TSE) *dual echo* pondérée

en T2 et en densité protonique (*proton density* - PD) lors de la même acquisition, la *spin echo* (SE) pondérée en T1, la *gradient echo* (GE) en 3 dimensions (3D) pondérée en T1 (*fast low-angle shot* - FLASH), GE 2D pondérée en T2*, *short tau inversion recovery* (STIR), 3D *Double-Echo Steady State* (DESS) avec et sans suppression de la graisse par excitation sélective de l'eau (*water-excited* - WE). Les paramètres utilisés pour les différentes séquences sont repris dans le tableau I.

L'axe des plans a été obtenu en positionnant manuellement des droites sur les images du localizer obtenues.

Le plan sagittal a été réalisé suivant l'axe sagittal de l'extrémité digitée (axes des phalanges). Trois types différents de plan dorsaux ont été réalisés (figure 1A). Le premier plan dorsal (DOR 1) était parallèle à l'axe de l'extrémité digitée. Le second

(DOR 2) était orienté parallèle à l'axe proximo-distal du bord palmaire de l'os sésamoïde distal (OSD). Le troisième (DOR 3) était perpendiculaire à l'insertion distale du tendon fléchisseur profond du doigt (TFPD). Trois types différents de plan transversaux ont été réalisés (figure 1B). Le premier (TRA 1) était orienté perpendiculaire à l'axe de l'extrémité digitée. Le second (TRA 2) était perpendiculaire au cortex palmaire de l'OSD, à mi-distance entre son extrémité proximale et son extrémité distale. Le troisième (TRA 3) était parallèle à la sole et à l'insertion distale du TFPD.

Les mêmes paramètres d'acquisition ont été utilisés pour les différents plans transversaux et dorsaux respectivement.

Lecture des images

Afin d'établir un ou plusieurs protocoles courts d'examen qui soient réalisables dans un temps applicable *in vivo* (30 à 40 minutes), les séquences et les plans de coupes dans lesquelles la visualisation des structures anatomiques était la meilleure ont été sélectionnés. Ceci a été réalisé par 2 lecteurs en consensus au cours d'une lecture à 2, en évaluant qualitativement ces structures, en suivant une grille d'évaluation. Cette grille a été réalisée en reprenant principalement les différentes structures anatomiques incriminées dans les boîtiers du pied chez le cheval. Les différentes structures examinées ont été P3, les cartilages unguéaux, l'AIPD, l'APT, la gaine digitale, le coussinet digital, le sabot, la couronne et le tendon extenseur dorsal du doigt (TEDD). A chaque structure évaluée a été attribué un score numérique reporté dans

Tableau I : paramètres IRM utilisés pour les différentes séquences.

Type	Plan	TR (msec)	TE (msec)	FOV (mm)	Matrice	Ep. (mm)	Gap (mm)	Flip (°)	TA (min)	Nex	TI
T1 3D GE	Sagittal	9	3,19	180-180	448x448	1	0,2	20	2:36	1	
	Transversal	9	3,19	170-170	448x448	1	0,2	20	2:22	1	
	Dorsal	9	3,19	170-170	448x448	1	0,2	20	2:22	1	
T1 SE	Sagittal	440	12	170-170	384x384	3	1		2:32	1	
	Transversal	440	12	170-170	384x384	3	1		2:32	1	
	Dorsal	440	12	170-170	384x184	3	1		2:32	1	
T2 2D GE	Sagittal	457	15	200-200	256x256	5	0	20	3:55	1	
	Transversal	571	15	200-200	256x256	3	1	20	4:54	1	
	Dorsal	571	15	200-200	256x256	3	1	20	4:54	1	
Dual Echo	Sagittal	2460	23/79	170-170	320x320	3	0		5:19	2	
	Transversal	2140	23/79	170-170	320x320	3	0		4:38	2	
TSE	Dorsal	2140	23/79	170-170	320x320	3	0		4:38	2	
STIR	Sagittal	3140	51	192-192	256x256	3	1		2:01	1	150
	Transversal	3140	51	192-192	256x256	3	1		2:01	1	150
	Dorsal	3140	51	192-192	256x256	3	1		2:01	1	150
DESS	Sagittal	20,73	6,34	180-180	256x256	1,5	0,3	40	4:36	1	
	Transversal	20,73	6,34	180-180	256x256	1,5	0,3	40	3:38	1	
	Dorsal	20,73	6,34	180-180	256x256	1,5	0,3	40	3:38	1	
DESS	Sagittal	19,21	7,57	180-180	320x320	1,2	0,3	25	5:26	1	
	Transversal	19,21	7,57	180-180	320x320	1,5	0,3	25	4:37	1	
3D WE	Transversal	19,21	7,57	180-180	320x320	1,5	0,3	25	4:37	1	
	Dorsal	19,21	7,57	180-180	320x320	1,5	0,3	25	4:37	1	

TR: temps de répétition ; TE: temps d'écho ; FOV: field of view ou champ de vue ; Ep.: épaisseur de coupe ; Gap : espace entre les coupes ; Flip : flip angle ou angle de bascule ; TA : temps d'acquisition ; NEX : nombre d'excitations ; TI : temps d'inversion ; GE : gradient echo ; SE : spin echo ; TSE : turbo spin echo ; STIR : short tau inversion recovery ; DESS : double echo steady state ; WE : water-excited ou excitation sélective de l'eau.

Figure 1 : séquence Gradient Echo 3D pondérée en T1 dans le plan sagittal montrant les axes des différents plans dorsaux (A) et les axes des différents plans transversaux (B). Dorsal (DOR 1) parallèle à l'axe de l'extrémité digitée. Dorsal 2 (DOR 2) parallèle à l'axe de l'os sésamoïde distal (OSD). Dorsal 3 (DOR 3) perpendiculaire à l'insertion distale du tendon fléchisseur profond du doigt (TFPD). Transversal 1 (TRA 1) perpendiculaire à l'axe de l'extrémité digitée. Transversal 2 (TRA 2) perpendiculaire au cortex palmaire de l'OSD. Transversal 3 (TRA 3) parallèle à l'insertion distale du TFPD. La partie suprasésamoïdienne du tendon fléchisseur profond du doigt (TFPD) a une forme de « S » (< membre isolé). Les parties suprasésamoïdienne, infrasésamoïdienne et l'insertion distale du TFPD (flèches) et le ligament sésamoïdien distal impair (tête de flèche) montrent un signal hyperintense compatible avec l'artéfact d'angle magique. Cette séquence permet une bonne évaluation du cartilage artriculaire de l'articulation interphalangienne distale (*).

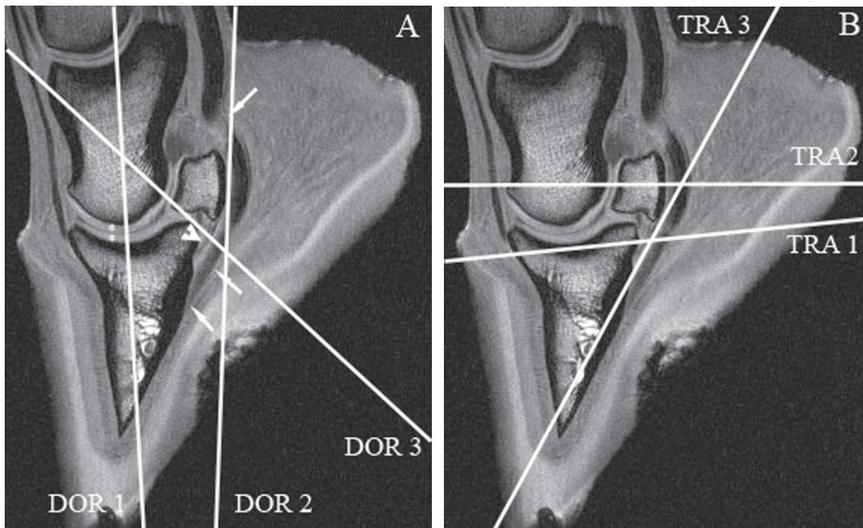
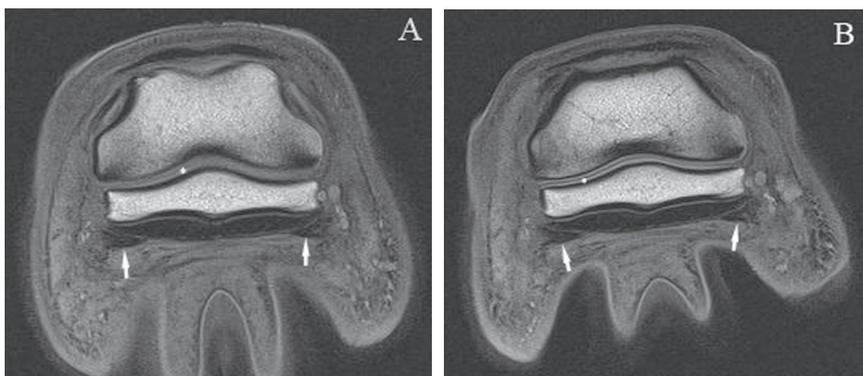


Figure 2 : séquence *Spin Echo* pondérée en T1 au niveau de l'os sésamoïde distal (OSD) dans le plan transversal 1 (A) et dans le plan transversal 2 (B). Ceux-ci permettent une bonne évaluation de la *facies flexoria*, de l'architecture osseuse et du cartilage artriculaire de l'OSD (*). Cependant, le cartilage est mieux visible sur la figure 2B que sur la figure 2A. Ces plans permettent une visualisation des septa intratendineux et une évaluation de la symétrie de la partie sésamoïdienne du tendon fléchisseur profond du doigt. Les attaches distales du ligament annulaire digital distal sont bien visibles avec des contours nettes (flèches).



cette grille. Ainsi le score 0 correspondait à une structure non visible sur les images ou du moins non visible de manière suffisante pour poser un diagnostic. La structure ne pouvait pas être visualisée sur au moins un tiers de sa longueur. Le score 1 était donné à une structure peu visible permettant une évaluation insuffisante

de cette structure. La structure était visible sur environ deux tiers de sa longueur. Le score 2 correspondait à une structure visible permettant une évaluation suffisante de celle-ci. La structure pouvait être suivie sur toute sa longueur mais ses contours étaient mal délimités par rapport aux tissus environnants. Le score 3 représentait

une structure bien visualisée sur toute sa longueur, permettant une bonne évaluation de celle-ci. Cependant ses contours n'étaient pas nets. Enfin, le score 4 correspondait à une structure très bien visualisée avec une excellente évaluation de celle-ci. Il était possible de suivre cette structure sur toute sa longueur et celle-ci avait des contours nets.

Choix des séquences et plans

Les différents protocoles avaient pour but d'identifier l'anatomie (taille, forme, contours) des différentes structures investiguées, tout en tenant compte des changements pathologiques décrits dans la littérature et ceci en minimisant les artéfacts possibles. Comme il est conseillé de confirmer la présence d'une lésion en la retrouvant dans un autre plan et si possible avec une autre séquence (Murray et Dyson, 2007), le choix des séquences et plans a été réalisé en essayant que chaque structure investiguée soit évaluée correctement (score de 3 ou 4) dans deux plans et avec deux séquences de pondération différente. De même, au moins une séquence pondérée en T1, une séquence pondérée en T2 et une séquence avec suppression de la graisse ont été utilisées dans chaque protocole comme conseillé précédemment (Tucker et Sande, 2001).

3. RESULTATS

Scores

Vu le grand nombre de résultats, uniquement les séquences et plans ayant reçu un score de 4 sont présentés dans cet article.

Phalange distale (P3)

L'os trabéculaire a reçu un score de 4 pour les séquences suivantes : SE T1 dans le plan transversal (TRA 1, 2, 3) (figure 2), dorsal (DOR 1, 2, 3) et sagittal ; GE 3D T1 dans le plan dorsal (DOR 1, 2, 3) (figures 3 et 4), transversal (TRA 1, 2, 3) et sagittal ; DESS sans WE dans le plan dorsal (DOR 1, 2, 3) (figure 5A), transversal (TRA 1, 2, 3) et sagittal ; GE 2D T2* dans le plan transversal (TRA 1, 2, 3), dorsal (DOR 1, 2, 3) et sagittal. Le plan transversal 3 donne la meilleure évaluation des contours solaires de P3 (figure 6A).

Figure 3 : séquence Gradient Echo 3D pondérée en T1 dans le plan dorsal 1 (A) où la surface cartilagineuse (*) est visible ce qui est dans le tiers moyen de l'articulation interphalangienne distale et séquence Gradient Echo 3D pondérée en T1 dans le plan dorsal 2 (B) où la surface cartilagineuse (*) est visible ce qui est dans la partie dorsale de l'articulation interphalangienne distale. Ces plans permettent une bonne évaluation de l'architecture osseuse des phalanges. Présence d'artéfacts métalliques en partie distale et périphérique du sabot (flèches).

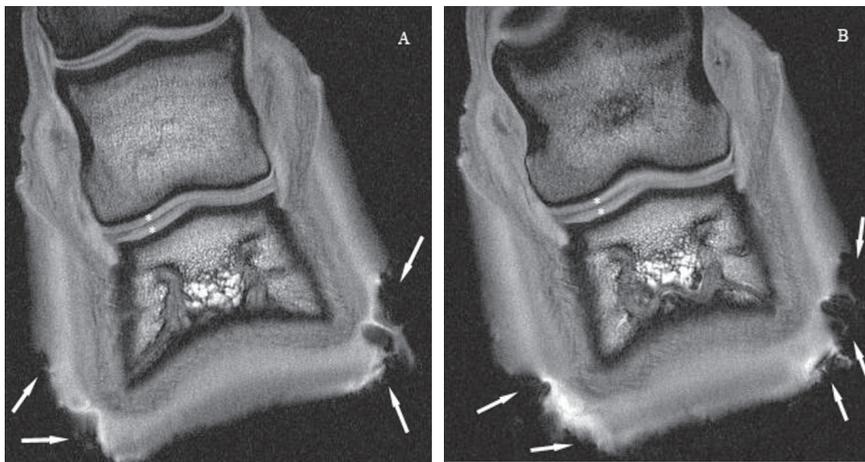
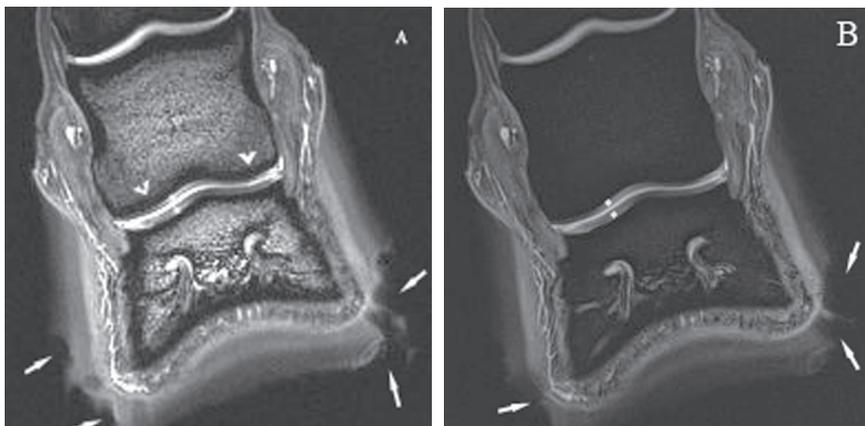


Figure 4 : séquence Gradient Echo 3D pondérée en T1 dans le plan dorsal 1 (A) et dans le plan dorsal 2 (B) permettant tous 2 une bonne évaluation du bord distal de l'os sésamoïde distal avec ses fossettes synoviales (têtes de flèches) et de l'architecture osseuse de celui-ci. Présence d'artéfacts métalliques en partie distale et périphérique du sabot (flèches).



Figure 5 : séquence *Double Echo Steady State* dans le plan dorsal 1 sans suppression de la graisse (A) et avec suppression de la graisse (B) : la surface cartilagineuse (*) est visible dans les deux séquences mais la jonction entre l'os sous-chondral et l'os trabéculaire est mieux évaluée sur la figure A (têtes de flèche). Présence d'artéfacts métalliques en partie distale et périphérique du sabot (flèches).



Cartilages unguéaux

Un score de 4 a été attribué à ceux-ci pour les séquences suivantes : SE T1 dans le plan dorsal (DOR 1, 2, 3) ; TSE PD dans le plan dorsal (DOR 1, 2, 3) ; GE 3D T1 dans le plan dorsal (DOR 1, 2, 3) (figure 4) ; DESS dans le plan dorsal (DOR 1, 2, 3) ; GE 2D T2* dans le plan dorsal (DOR 1, 2, 3) et sagittal.

Articulation interphalangienne distale (AIPD)

Le cartilage de la phalange moyenne (P2) à l'endroit de concavité maximale a reçu un score de 4 pour les séquences suivantes : GE 3D T1 dans le plan dorsal 1 (figure 3A) et sagittal (figure 1) ; DESS avec et sans WE dans le plan dorsal 1 (figure 5) et sagittal. La partie plus dorsale du cartilage de P2 est mieux visualisée dans le plan dorsal 2 avec les séquences GE 3D T1 (figure 3B) et DESS avec et sans WE. La partie plus palmaire du cartilage de P2 est mieux évaluée avec le plan dorsal 3 avec les séquences GE 3D T1 et DESS avec et sans WE.

Le cartilage de P3 à l'endroit de convexité maximale a reçu un score de 4 pour les séquences suivantes : GE 3D T1 dans le plan dorsal 1 (figure 3A) et sagittal (figure 1) ; DESS avec et sans WE dans le plan dorsal 1 (figure 5) et sagittal. La partie plus dorsale du cartilage de P3 est mieux visualisée dans le plan dorsal 2 avec les séquences GE 3D T1 (figure 3B) et DESS avec et sans WE. La partie plus palmaire du cartilage de P3 est mieux évaluée par le plan dorsal 3 avec les séquences GE 3D T1 et DESS avec et sans WE.

Le cartilage articulaire de l'OSD a reçu un score de 4 pour les séquences suivantes : DESS avec et sans WE dans le plan sagittal et transversal 1 et 2 ; GE 3D T1 dans le plan sagittal (figure 1) et transversal 1 et 2 ; SE T1 dans le plan transversal 1 et 2 (figure 2). Avec le plan transversal 2 (TRA 2), une plus grande partie du cartilage de l'OSD n'a pu être visualisée qu'avec le plan transversal 1 (TRA 1) où uniquement la partie proximale est bien évaluée. La partie plus distale du cartilage de l'OSD est mieux visualisée dans le plan dorsal 3 avec les séquences DESS, SE T1 et GE 3D T1.

L'os sous-chondral de P2 a obtenu un score de 4 pour les séquences suivantes : GE 3D T1 dans le plan dorsal

Figure 6 : séquence *Turbo Spin Echo* pondérée en T2 dans le plan transversal 3 en partie distale (A) montrant une bonne évaluation des contours solaires de la phalange distale (flèches) et en partie proximale (B) permettant une évaluation des ligaments collatéraux de l'articulation interphalangienne distale en coupe transversale (flèches).

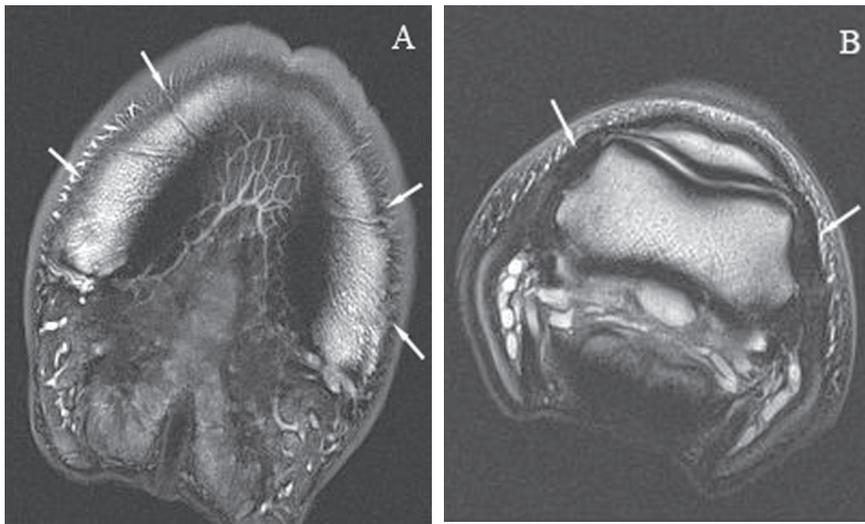


Figure 7 : séquence *Turbo Spin Echo* pondérée en densité protonique dans le plan dorsal 3 permettant une évaluation des ligaments collatéraux de l'articulation interphalangienne distale dans leur axe longitudinal (A) (flèches) et permettant une évaluation du tendon fléchisseur profond du doigt (têtes de flèche) et du ligament sésamoïdien distal impair (flèches) dans leur axe transversal (B). Présence d'artefacts de l'angle magique dans ces 2 structures.

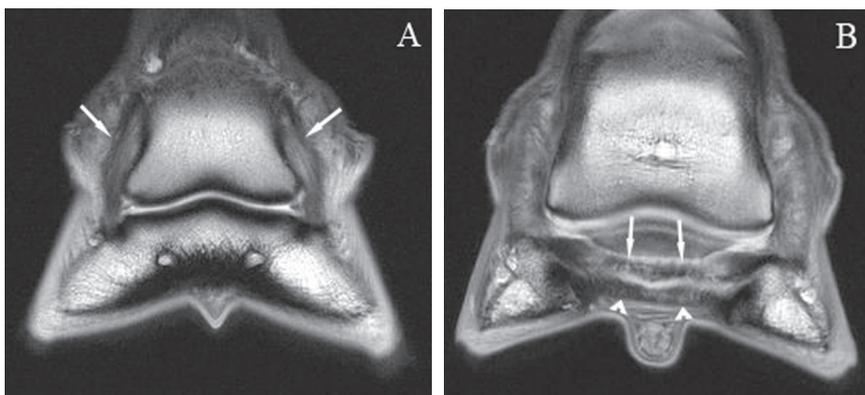
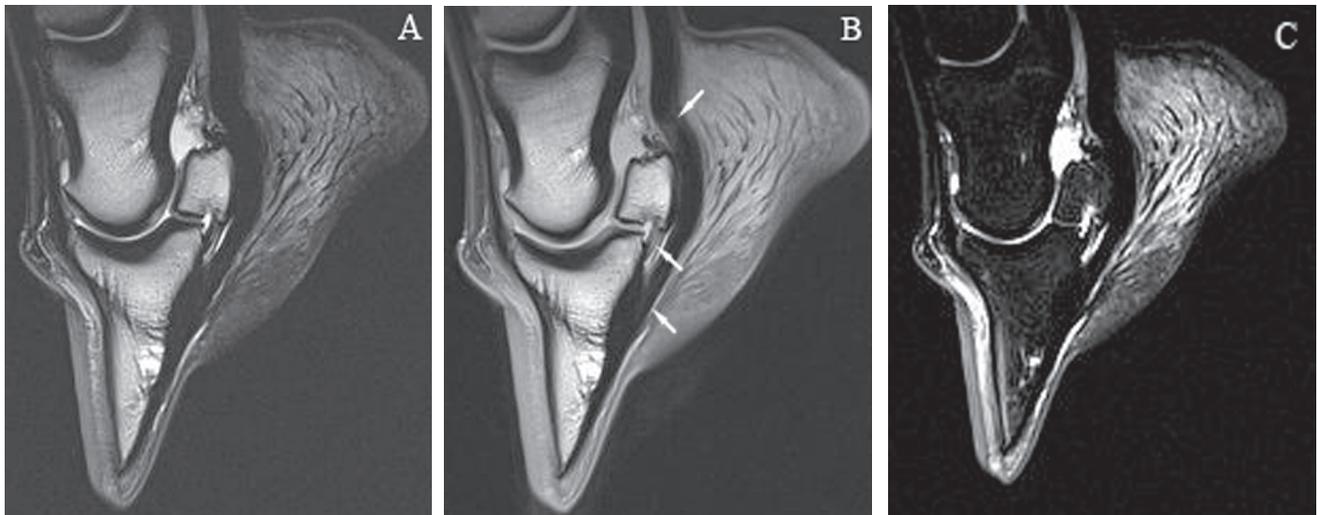


Figure 8 : séquence *Turbo Spin Echo* pondérée en T2 (A), pondérée en densité protonique (B) et séquence *Short Tau Inversion Recovery* (C) dans le plan sagittal donnant une bonne évaluation des différentes synoviales, des ligaments sésamoïdiens et enthèses de l'os sésamoïde distal. La partie suprasésamoïdienne du tendon fléchisseur profond du doigt (TFPD) a une forme de « S » sur ce pied. Les parties suprasésamoïdienne, infrasésamoïdienne et l'insertion distale du TFPD et le ligament sésamoïdien distal impair montrent un signal hyperintense uniquement visible dans l'image B compatible avec l'artefact d'angle magique (flèches).



(DOR 1, 2, 3) (figure 3) et sagittal ; DESS sans WE dans le plan dorsal (DOR 1, 2, 3) (figure 5A) et sagittal ; TSE PD et T2 dans le plan dorsal (DOR 1, 2, 3) et sagittal ; GE 2D T2* dans le plan dorsal (DOR 1, 2, 3) et sagittal ; SE T1 dans le plan dorsal (DOR 1, 2, 3) et sagittal.

L'os sous-chondral de P3 a récolté un score de 4 pour les séquences suivantes : GE 3D T1 dans le plan dorsal (DOR 1, 2, 3) (figure 3) et sagittal ; DESS sans WE dans le plan dorsal (DOR 1, 2, 3) (figure 5A) et sagittal ; TSE PD et T2 dans le plan dorsal (DOR 1, 2, 3) et sagittal ; GE 2D T2* dans le plan dorsal (DOR 1, 2, 3) et sagittal ; SE T1 dans le plan dorsal (DOR 1, 2, 3) et sagittal.

Dans la séquence DESS avec WE, l'os sous-chondral et l'os trabéculaire ont la même intensité rendant plus difficile l'évaluation de l'épaisseur de l'os sous-chondral (figure 5).

Les ligaments collatéraux ont reçu un score de 4 pour les séquences suivantes : DESS avec et sans WE dans le plan dorsal 3 (DOR 3) et transversal 3 (TRA 3) ; TSE PD dans le plan dorsal 3 (DOR 3) (figure 7A) et transversal 3 (TRA 3) ; GE 3D T1 dans le plan dorsal 3 (DOR 3) et transversal 3 (TRA 3) ; SE T1 dans le plan dorsal 3 (DOR 3) et transversal 3 (TRA 3) ; GE 2D T2* dans plan dorsal 3 (DOR 3) et transversal 3 (TRA 3).

Les insertions des ligaments collatéraux ont obtenu un score de 4 pour les séquences suivantes : SE T1 dans le plan dorsal 3 (DOR 3) et transversal 3 (TRA 3) ; DESS sans WE dans le

plan dorsal 3 (DOR 3), transversal 3 (TRA 3) et sagittal ; TSE PD dans le plan dorsal 3 (DOR 3) et transversal 3 (TRA 3) ; GE 3D T1 dans le plan dorsal 3 (DOR 3), transversal 3 (TRA 3) et sagittal ; GE 2D T2* dans plan dorsal 3 (DOR 3) et transversal 3 (TRA 3).

Les différents récessus articulaires ont reçu un score de 4 pour les séquences suivantes : TSE T2 dans le plan sagittal (figure 8) ; STIR dans le plan sagittal (figure 8) ; DESS dans le plan sagittal.

Appareil podotrochléaire (APT)

OSD : En ce qui concerne son architecture osseuse, un score de 4 a été donné pour les séquences suivantes : SE T1 dans le plan transversal (TRA 1 et 2) (figure 2), dorsal (DOR 1 et 2) et sagittal ; TSE PD dans le plan transversal (TRA 1 et 2), dorsal (DOR 1 et 2) et sagittal (figure 8B) ; DESS sans WE dans le plan transversal (TRA 1 et 2), dorsal (DOR 1 et 2) et sagittal ; GE 3D T1 dans le plan transversal (TRA 1 et 2), dorsal (DOR 1 et 2) (figure 4) et sagittal.

La facies flexoria a obtenu un score de 4 pour les séquences suivantes : TSE T2 dans le plan sagittal (figure 8) et transversal (TRA 1 et 2) ; TSE PD dans le plan sagittal (figure 8) et transversal (TRA 1 et 2) ; DESS avec et sans WE dans le plan sagittal et transversal (TRA 1 et 2) ; GE 3D T1 dans le plan transversal (TRA 1 et 2) et sagittal (figure 1) ; SE T1 dans le plan transversal (TRA 1 et 2) (figure 2) ; GE 2D T2* dans le plan transversal (TRA 1 et 2) et sagittal.

Les enthèses de l'OSD ont reçu un score de 4 pour les séquences suivantes : SE T1 dans le plan sagittal et dorsal (DOR 1 et 2) ; TSE T2 dans le plan sagittal (figure 8) ; TSE PD dans le plan sagittal (figure 8) ; DESS sans WE dans le plan sagittal et dorsal (DOR 1 et 2) ; GE 3D T1 dans le plan sagittal et dorsal (DOR 1 et 2) (figure 4).

Ligaments de l'APT : Les ligaments sésamoïdiens collatéraux (LSC) ont reçu un score de 4 pour les séquences suivantes : SE T1 dans le plan sagittal ; TSE T2 dans le plan sagittal (figure 8) ; TSE PD dans le plan sagittal (figure 8) ; DESS avec et sans WE dans le plan le plan transversal (TRA 1 et 2) et sagittal ; GE 3D T1 dans le plan transversal (TRA 1 et 2)

et sagittal ; GE 2D T2* dans le plan sagittal.

Le ligament sésamoïdien distal impair (LSDI) a obtenu un score de 4 pour les séquences suivantes : TSE T2 dans le plan sagittal (figure 8) et dorsal 3 (DOR 3) ; TSE PD dans le plan sagittal (figure 8) et dorsal 3 (DOR 3) (figure 7B) ; DESS avec et sans dans le plan sagittal et dorsal 3 (DOR 3) ; GE 3D T1 dans le plan sagittal et dorsal 3 (DOR 3) ; GE 2D T2* dans le plan sagittal. L'artéfact d'angle magique (Busoni et Snaps, 2002) est présent dans les séquences SE T1, GE 3D T1 (figure 1), GE 2D T2*, TSE PD, DESS.

La bourse podotrochléaire (BP) : un score de 4 a été attribué pour les séquences suivantes : TSE T2 dans le plan sagittal (figure 8) ; TSE PD dans le plan sagittal (figure 8) ; STIR dans le plan sagittal (figure 8) ; DESS avec et sans WE dans le plan sagittal.

TFPD : la partie suprasésamoïdienne a reçu un score de 4 pour les séquences suivantes : TSE PD dans le plan sagittal (figure 8B) ; SE T1 dans le plan sagittal et transversal (TRA 1 et 2) (figure 2) ; DESS avec et sans WE dans le plan sagittal et transversal (TRA 1 et 2) ; GE 3D T1 dans le plan sagittal et transversal (TRA 1 et 2). Sur une des extrémités digitées, la partie suprasésamoïdienne du TFPD avait une forme de « S » (figures 1 et 8) rendant plus difficile son évaluation en particulier dans le plan transversal. Cette déformation est due à l'absence de tension sur le tendon lorsque le pied est isolé. Sur ce pied, l'artéfact d'angle magique (Busoni et Snaps, 2002) était présent dans la partie suprasésamoïdienne du TFPD dans les séquences SE T1, GE 3D T1 (figure 1), GE 2D T2*, TSE PD (figure 8B), DESS qui ont toutes un TE de moins de 35 ms.

La partie sésamoïdienne du TFPD a obtenu un score de 4 pour les séquences suivantes : SE T1 dans le plan transversal (TRA 1 et 2) (figure 2) et sagittal ; TSE PD dans le plan sagittal (figure 8B) ; DESS avec et sans WE dans le plan sagittal et transversal (TRA 1 et 2) ; GE 3D T1 dans le plan sagittal et transversal (TRA 1 et 2).

La partie infrasésamoïdienne a recueilli un score de 4 pour les séquences suivantes : SE T1 dans le plan sagittal

et dorsal 3 (DOR 3) ; TSE PD dans le plan sagittal et dorsal 3 (DOR 3) (figure 7B) ; DESS avec et sans WE dans le plan sagittal et dorsal 3 (DOR 3). L'artéfact d'angle magique (Busoni et Snaps, 2002) est présent dans les séquences SE T1, GE 3D T1 (figure 1), GE 2D T2*, TSE PD, DESS qui sont des séquences avec un TE court.

L'insertion distale du TFPD a eu un score de 4 pour les séquences suivantes : TSE PD dans le plan sagittal (artéfact d'angle magique) (figure 8B) et dorsal 3 (DOR 3) (figure 7B) ; SE T1 dans le plan sagittal et dorsal 3 (DOR 3) ; DESS sans WE dans le plan sagittal et dorsal 3 (DOR 3) ; GE 3D T1 dans le plan sagittal (figure 1) et dorsal 3 (DOR 3).

Le ligament annulaire digital distal (LADD) a reçu un score de 4 pour les séquences suivantes : TSE PD dans le plan sagittal (figure 8B) ; SE T1 dans le plan transversal (TRA 1 et 2) (figure 2) et sagittal ; DESS dans le plan sagittal et transversal (TRA 1 et 2).

Gaine digitale

Celle-ci a obtenu un score de 4 pour les séquences suivantes : TSE T2 dans le plan sagittal (figure 8A) et transversal (TRA 1 et 2) ; TSE PD dans le plan sagittal (figure 8B) et transversal (TRA 1 et 2) ; STIR dans le plan sagittal (figure 8C) ; DESS avec et sans WE dans le plan sagittal et transversal (TRA 1 et 2) ; GE 2D T2* dans le plan sagittal et transversal (TRA 1 et 2).

Coussinet digital

Le coussinet digital a reçu un score de 4 pour les séquences suivantes : SE T1 dans le plan transversal (TRA 1, 2, 3) (figure 2) ; dorsal (DOR 1, 2, 3) et sagittal ; TSE T2 dans le plan sagittal (figure 8A), transversal (TRA 1, 2, 3) et dorsal (DOR 1, 2, 3) ; TSE PD dans le plan sagittal (figure 8B), transversal (TRA 1, 2, 3) et dorsal (DOR 1, 2, 3) ; DESS avec et sans WE dans le plan dorsal (DOR 1, 2, 3), transversal (TRA 1, 2, 3) et sagittal ; GE 3D T1 dans le plan transversal (TRA 1, 2, 3), dorsal (DOR 1, 2, 3) et sagittal ; GE 2D T2* dans le plan transversal (TRA 1, 2, 3), dorsal (DOR 1, 2, 3) et sagittal.

Sabot et couronne

Un score de 4 a été attribué pour les

Tableau II : séquences et plans utilisés dans les protocoles courts établis et temps d'acquisition pour chacun des protocoles.

Séquences	Plans	Protocole 1	Protocole 2	Protocole 3
SE T1	transversal 2	02:32	02:32	02:32
TSE Dual Echo	sagittal	05:19	05:19	05:19
	dorsal 3			04:38
	transversal 3			04:38
STIR	sagittal	02:01	02:01	
	transversal 2			02:01
DESS 3D	dorsal 1	03:38		
	sagittal		04:36	
DESS 3D WE	sagittal			05:26
GE 3D T1	dorsal 1		02:22	02:22
GE 2D T2*	transversal 2		04:54	04:54
Temps total (min)		13:30	21:44	31:50

SE : spin echo ; TSE : turbo spin echo ; STIR : short tau inversion recovery ; DESS : double echo steady state ; WE : water-excited ou excitation sélective de l'eau ; GE : gradient echo ou écho de gradient.

séquences suivantes : SE T1 dans le plan transversal (TRA 1, 2 et 3) (figure 2) ; TSE T2 dans le plan sagittal (figure 8A) ; TSE PD dans le plan sagittal (figure 8B) et transversal (TRA 1, 2 et 3) ; DESS avec et sans WE dans le plan dorsal (DOR 1 et 2), transversal (TRA 1, 2 et 3) et sagittal ; GE 3D T1 dans le plan transversal (TRA 1, 2 et 3) et sagittal ; GE 2D T2* dans le plan transversal (TRA 1, 2 et 3) et sagittal. Des artéfacts métalliques en périphérie sont plus sévères dans les séquences DESS, GE 2D T2*, GE 3D T1 (figures 3, 4 et 5).

Tendon extenseur dorsal du doigt (TEDD)

Celui-ci a obtenu un score de 4 pour les séquences suivantes : SE T1 dans le plan sagittal et transversal (TRA 1 et 2) (figure 2) ; GE 3D T1 dans le plan sagittal et transversal (TRA 1 et 2) ; TSE T2 dans le plan sagittal (figure 8A) ; TSE PD dans le plan sagittal (figure 8B) ; DESS avec et sans WE dans le plan sagittal et transversal (TRA 1 et 2) ; GE 2D T2* dans le plan sagittal et transversal (TRA 1 et 2).

Plans

Peu de différences ont été observées entre les plans transversaux 1 et 2. En effet, les structures les mieux scorées ont été les mêmes pour ces deux plans. Ceux-ci ont été intéressants

pour l'évaluation de la *facies flexoria*, de l'architecture osseuse et du cartilage articulaire de l'OSD, de la partie suprasésamoïdienne et sésamoïdienne du TFPD, des LSC, du LADD, de la gaine digitale, du TEDD, du sabot et de la couronne (figure 2). Cependant une plus grande partie du cartilage de l'OSD a été visualisée avec le plan transversal 2 (TRA 2).

Le plan transversal 3 était très différent des deux autres plans transversaux. Il a permis une meilleure visualisation des contours solaires de P3 (figure 6A), des ligaments collatéraux de l'AIPD (dans leur axe transversal) (figure 6B) et de leurs enthèses.

Les différences entre le plan dorsal 1 et le plan dorsal 2 étaient principalement dans l'évaluation du cartilage de l'AIPD. Ainsi le plan dorsal 1 a permis une évaluation d'une plus grande surface cartilagineuse que le plan dorsal 2. De plus, le plan dorsal 1 évaluait principalement la surface cartilagineuse à son point de convexité maximale contrairement au plan dorsal 2 qui évaluait principalement la partie dorsale de l'AIPD (figure 3). Pour les autres structures ayant reçu un score de 4 pour les plans dorsaux 1 et 2, peu de différences ont été observées. Ainsi, l'architecture osseuse et l'enthèse distale de l'OSD ont été aussi bien visualisées avec le plan dorsal 1 qu'avec le plan dorsal 2 (figure 4).

Le plan dorsal 3 était très différent des deux autres plans dorsaux. Il a permis une meilleure évaluation de la partie palmaire et des ligaments collatéraux (dans leur axe longitudinal) de l'AIPD (figure 7A), de la partie infrasésamoïdienne et de l'enthèse du TFPD et du LSDI (figure 7B).

Lors du reformatage en 3D des séquences GE T1 et DESS avec et sans WE, la surface articulaire P2-OSD a été mieux visualisée lors des reconstructions à partir du plan sagittal qu'à partir des plans dorsaux.

Protocoles courts

Trois protocoles courts d'IRM ont été établis (tableau II).

-Protocole 1

Le premier protocole reprend les séquences SE, une séquence avec atténuation de la graisse et une séquence pour le cartilage et ceci en 13:30 minutes. Ces séquences sont : SE pondérée en T1 dans le plan transversal 2, TSE *dual echo* pondérée en T2 et en PD dans le plan sagittal, STIR dans le plan sagittal, DESS 3D sans WE dans le plan dorsal 1. La séquence SE pondérée en T1 permet une bonne visualisation du TFPD ainsi que ces contours et une évaluation de sa symétrie (figure 2). Cette séquence dans le

plan transversal permet également une évaluation des ligaments collatéraux de l'AIPD, même si elle n'est pas perpendiculaire à ceux-ci. Les séquences TSE dans le plan sagittal donnent une meilleure évaluation de l'OSD principalement pour juger le rapport cortex-médullaire de celui-ci (figure 8). Le LSDI et le LSC y sont bien délimités (figure 8). Les différentes synoviales (gaine digitale, BP, récessus articulaires de l'AIPD) sont aisément évaluées en particulier leur volume (figure 8). Elles permettent également une visualisation du TFPD dans un autre plan. La séquence TSE T2 a reçu plus souvent un score de 3 plutôt qu'un score de 4 car les images y sont moins nettes que dans d'autres séquences. Cependant, elle est importante dans la détection de pathologies et est moins sensible à l'artéfact d'angle magique (Zurlo *et al.*, 2000 ; Spriet *et al.*, 2007). Elle aide ainsi à la différenciation entre une lésion tendineuse et l'artéfact. La séquence STIR ne permet pas une bonne délimitation des structures anatomiques (figure 8C). En effet, dans cette séquence, les bords des différentes structures sont assez flous et les différentes structures y sont mal délimitées. Cependant cette séquence sera utile sur les pieds pathologiques. En effet, en supprimant le signal de la graisse, cette séquence permet de mieux visualiser les lésions.

Le cartilage de l'AIPD est principalement visualisé dans la séquence DESS sans WE (figure 5A). Cette séquence permet également une évaluation des ligaments collatéraux de l'AIPD dans un plan différent et avec une autre pondération même si ce plan n'est pas parfaitement dans leur axe longitudinal. De plus de part son acquisition en 3D, un reformatage des images est possible.

-Protocole 2

Le deuxième protocole établi ajoute des séquences GE au premier protocole et est réalisable en 21:44 minutes. Les séquences utilisées sont : GE pondérée en T1 en 3D dans le plan dorsal 1, SE pondérée en T1 dans le plan transversal 2, GE pondérée en T2* en 2 dimensions dans le plan transversal 2, TSE *dual echo* pondérée en T2 et en PD dans le plan sagittal, STIR dans le plan sagittal, DESS 3D sans WE dans le plan sagittal. La séquence GE 3D pondérée en T1 dans le plan dorsal 1 permet une visualisation correcte du bord distal et de l'os trabéculaire

de l'OSD (figure 4), du cartilage (figure 3) et des ligaments collatéraux de l'AIPD même si ce n'est pas parfaitement dans leur axe longitudinal. En effet, de part son acquisition en 3D, cette séquence permet un reformatage des images par un système informatique. Elle permet ainsi de réaliser les autres plans non acquis et de réorienter les images dans un axe plus longitudinal par rapport aux ligaments collatéraux de l'AIPD. Cette reconstruction est meilleure si l'épaisseur de coupe est fine et si l'espace entre les coupes est faible. C'est le cas dans cette séquence dans le plan dorsal. La séquence GE 2D T2* a permis l'investigation des ligaments collatéraux de l'AIPD moins visibles dans le plan sagittal et a également permis une évaluation de la symétrie du TFPD avec une deuxième séquence dans le plan transversal (figure 9). Comme la séquence GE 3D T1 est utilisée dans le plan dorsal, la séquence DESS est cette fois réalisée dans le plan sagittal afin d'évaluer également le cartilage entre P2 et l'OSD et la partie plus dorsale et palmaire de l'AIPD.

-Protocole 3

Le troisième protocole reprend les mêmes séquences que dans le deuxième protocole mais en y rajoutant des plans de coupe particuliers : un perpendiculaire à l'insertion distale du TFPD et l'autre perpendiculaire aux ligaments collatéraux de l'AIPD, ainsi qu'une séquence avec suppression de la graisse permettant l'évaluation du cartilage. Le temps d'acquisition est de 31:50 minutes. Les séquences utilisées sont : GE pondérée en T1 en 3D dans le plan dorsal 1, SE pondérée en T1 dans le plan transversal 2, GE pondérée en T2* en 2 dimensions dans le plan transversal 2, TSE *dual echo* pondérée en T2 et en PD dans le plan sagittal, STIR dans le plan transversal 2, TSE *dual echo* dans le plan dorsal 3, TSE *dual echo* dans le plan transversal 3, DESS 3D avec WE dans le plan sagittal. Le troisième protocole contient une séquence TSE *dual echo* réalisée dans le plan dorsal 3 (figure 7) et dans le plan transversal 3 (figure 6). Le plan dorsal 3 a été réalisé perpendiculairement à l'insertion distale du TFPD, ce qui a permis une meilleure visualisation de cette insertion, mais également de l'insertion distale du LSDI par rapport au plan dorsal habituel et ceci sans artéfact de l'angle magique. De même, ce plan a mieux

délimité les ligaments collatéraux de l'AIPD dans leur axe longitudinal. Le plan transversal 3 permet une meilleure visualisation des ligaments collatéraux de l'AIPD dans leur axe transversal, ainsi qu'une meilleure évaluation des contours solaires de P3. L'acquisition *dual echo* permet une image « anatomique » avec la pondération PD et une image « lésionnelle » sans artéfact de l'angle magique avec la pondération T2. La séquence DESS a été réalisée avec saturation de la graisse afin de mieux détecter les lésions sous-chondrales et dans le plan sagittal afin de mieux évaluer le cartilage P2-OSD. Ceci augmente le temps d'acquisition par rapport à la séquence DESS sans WE, c'est pourquoi celle-ci n'est plus utilisée dans ce protocole. Afin d'évaluer d'autres structures (par exemple les ligaments collatéraux de l'AIPD) plus complètement avec une séquence atténuant la graisse, la séquence STIR a été réalisée dans le plan transversal 2 afin de ne pas répéter deux séquences atténuant la graisse dans le même plan.

4. DISCUSSION ET CONCLUSIONS

Dans le protocole 1, qui est très court, uniquement des séquences SE ou apparentées ont été choisies. Ceci car les séquences SE ont un meilleur contraste pour les tissus mous que les séquences GE (Zubrod et Barrett, 2007 ; Gutierrez-Nibeyro *et al.*, 2009). De plus, elles sont moins sensibles aux éventuelles modifications locales du champ magnétique (comme l'inhomogénéité du champ ou la susceptibilité magnétique) (Kastler, 2003c), aux artéfacts de flux (Kastler *et al.*, 2003), aux artéfacts de mouvement (Gutierrez-Nibeyro *et al.*, 2009) et aux artéfacts d'angle magique pour la séquence T2 (Zurlo *et al.*, 2000 ; Spriet *et al.*, 2007 ; Gutierrez-Nibeyro *et al.*, 2009). Elles permettent donc la réalisation d'examen lorsque le champ magnétique est inhomogène. Ceci pourrait arriver si le pied, pour une raison quelconque, ne peut se trouver au centre de l'aimant ou si la température ambiante varie. De plus, comme elles créent moins d'artéfacts métalliques, elles peuvent être les seules séquences réalisables sur un pied où il reste un morceau de clou trop important.

Bien que reportée comme irréalisable *in vivo* (Whitton *et al.*, 2003), la

séquence SE a été utilisé pour la pondération T1, tout comme en médecine humaine (Woertler *et al.*, 2000), car elle ne durait que 2:32 minutes avec cette machine de haut champ et permettait l'acquisition d'images de grandes qualités. Cette séquence réalisée dans le plan transversal en pondération de T1 s'est révélée intéressante dans l'évaluation du TFPD. Ceci est en accord avec la littérature. En effet, les lésions tendineuses semblent mieux visibles dans cette pondération (Kasashima *et al.*, 2002 ; Busoni, *et al.*, 2005) surtout si elles sont dégénératives et chroniques (Werpy *et al.*, 2006 ; Murray et Dyson, 2007). De plus, l'anatomie du tendon ainsi que ses bords et limites sont mieux visibles dans la pondération T1, permettant une détection plus aisée des anomalies, spécialement si elles sont périphériques (Busoni *et al.*, 2005). Tout comme il a été reporté précédemment, le plan transversal permet une comparaison des deux lobes du TFPD et donc permet une visualisation aisée du changement de taille et de signal d'un des lobes (Murray *et al.*, 2004 ; Busoni *et al.*, 2005). En effet, la plupart des lésions du TFPD n'atteignent qu'un lobe (Whitton *et al.*, 2003) et l'évaluation de la symétrie en termes de signal et de taille est un des principaux critères d'évaluation du tendon (Murray *et al.*, 2004 ; Busoni *et al.*, 2005). Certaines cicatrices chroniques donnent un signal d'intensité faible comparable à celui du tendon normal mais l'irrégularité de forme plaide pour une pathologie chronique (Zubrod et Barrett, 2007).

Le fait d'ajouter une pondération en PD n'augmente pas le temps d'acquisition car elle est réalisée en même temps que la pondération de T2. Or, la pondération en densité protonique permet d'excellents détails anatomiques (Zubrod et Barrett, 2007) et une bonne visualisation des lésions du TFPD (Busoni *et al.*, 2005). Ainsi sans augmenter le temps d'acquisition, on améliore l'investigation du TFPD. Même si le plan sagittal n'est pas le meilleur plan pour l'investigation des lésions du TFPD (Dyson *et al.*, 2003a ; Murray *et al.*, 2004 ; Busoni *et al.*, 2005), certaines lésions sont également visibles dans ce plans (Dyson *et al.*, 2003a). De plus, dans cette étude, l'évaluation du TFPD a reçu un meilleur score dans le plan sagittal que dans le plan transversal. Il est donc préférable de garder la pon-

dération en PD dans ce plan, permettant également une évaluation d'autres structures dans cette pondération.

La séquence TSE pondérée en T2 et en PD réalisée dans le plan sagittal a permis une bonne évaluation de l'OSD. Les lésions de l'OSD sont généralement toutes visibles par une diminution de signal en pondération de T1, ceci par les modifications de la moelle osseuse (Busoni, *et al.*, 2005). Les pondérations de T2 et PD, par rapport à la pondération en T1, permettent en plus la différenciation entre les lésions de type « œdème » (hyperintense en pondération de T2 et en PD), des lésions correspondant à une augmentation de la densité osseuse (hypointense en pondération de T2 et en PD). De même, leur localisation peut mieux être établie sur les images dans le plan sagittal que dans les autres plans. Les lésions de type « œdème » étant plutôt localisées proximale ou en continuité avec les fossettes synoviales, les lésions de type « sclérose » étant plutôt localisées proximale ou en proximité de l'insertion du LSDI (Busoni *et al.*, 2005). La séquence TSE pondérée en T2 est également intéressante dans l'évaluation du tendon car elle est moins sensible à l'artéfact de l'angle magique. Elle aide donc à la différenciation d'une hyperintensité du tendon lésionnelle d'une hyperintensité artéfactuelle (Spriet *et al.*, 2007 ; Gutierrez-Nibeyro *et al.*, 2009).

Afin de réduire le temps d'acquisition de la séquence TSE *dual echo*, une épaisseur de coupe de 5 mm peut être utilisée à la place de l'épaisseur de coupe de 3 mm utilisée dans ce protocole (Vetter et Kastler, 2003b). Cependant, des artéfacts d'épaisseur de coupe, également appelé artéfacts de volume partiel, peuvent alors apparaître. L'artéfact d'épaisseur de coupe se produit quand le diamètre de l'objet examiné est inférieur à l'épaisseur de la coupe. Comme la valeur du signal d'une image représente la moyenne de tous les tissus inclus dans un volume élémentaire ou voxel, lorsque les valeurs des signaux ne sont pas homogènes, chaque structure individuelle influence de manière partielle la valeur du signal global dans une proportion égale au rapport de leur taille à celle de l'élément du volume. Dès lors, les structures fines ne peuvent être identifiées que si leur signal diffère très nettement de celle des structures avoisinantes. Dans le cas contraire, on assiste à un phénomène de masquage

de ces structures avec un flou visuel. Plus l'épaisseur de coupe est élevée et moins bonne est la résolution. Il est donc recommandé, pour réduire d'une façon générale l'artéfact d'épaisseur de coupe, de réduire l'épaisseur de coupe (Vetter et Kastler, 2003b).

Souvent le signal de la graisse, de part le grand nombre de protons mobiles dans celle-ci, est dominant dans l'IRM. Il peut donc masquer les structures ayant un intérêt dans la pathologie ou masquer une pathologie ayant le même signal que la graisse (Vetter et Kastler, 2003a). De plus, la graisse est responsable d'artéfact de déplacement chimique (Vetter et Kastler, 2003a). C'est pourquoi les séquences avec suppression de la graisse sont utilisées. Elles annulent ainsi le signal de la graisse (Vetter et Kastler, 2003a).

Comme séquence annulant la graisse, la STIR a été préférée aux autres séquences supprimant le signal de la graisse. Celle-ci a reçu un score plus faible en générale car elle possède un contraste élevé mais une résolution faible. Même si au niveau du rapport signal/bruit de l'image, elle est inférieure, au niveau de la détection d'anomalie, elle est beaucoup plus sensible que d'autres (Schneider *et al.*, 2005), notamment pour le TFPD, l'OSD, le LSC et le LSDI (Murray *et al.*, 2006a ; 2006b). Ceci d'autant plus qu'un changement modéré à sévère dans l'OSD en séquence STIR est le plus souvent associé à une douleur (Murray *et al.*, 2006b). Avec les autres séquences supprimant la graisse, il y a plus de problème de saturation incomplète (Vetter et Kastler, 2003a) en particulier lorsqu'on utilise un aimant de bas champ. De plus, comme visualisé avec la séquence DESS avec WE, dans certaines techniques supprimant la graisse, l'artéfact d'angle magique peut être présent (Du *et al.*, 2009). De même, celles-ci étant plus dépendantes des inhomogénéités de champ comparé à la séquence STIR, d'autres artéfacts comme les artéfacts métalliques peuvent être visibles (Vetter et Kastler, 2003a). L'os sous-chondral quant à lui, contient peu de protons mobiles et donc a un signal hypointense. L'accumulation de fluide dans celui-ci est mieux visualisée après suppression du signal de la graisse (Murray et Dyson, 2007), notamment en STIR (Zubrod *et al.*, 2004 ; Schneider *et al.*, 2005). Elle a été choisie dans le plan sagittal permettant à la fois l'investigation de l'OSD et de ses ligaments,

du TFPD et de l'os sous-chondral de l'AIPD.

La séquence DESS a été utilisée pour évaluer le cartilage articulaire. En effet, cette séquence permet l'utilisation des deux échos (écho de gradient et écho de spin) ensemble afin d'obtenir les avantages respectifs des deux séquences à savoir un meilleur rapport signal/bruit et un contraste en T2 (Kastler, 2003c). Cette séquence a donné un contraste élevé entre le cartilage hyalin et le liquide synovial et a été créée au départ pour l'évaluation des articulations périphériques, comme le genou chez l'homme (Muhle *et al.*, 2002).

Dans cette étude, une plus grande partie du cartilage de l'OSD a été visualisée avec le plan transversal 2 (TRA 2) par rapport au plan transversal 1 (TRA 1). De même, le plan dorsal 1 (DOR 1) a permis une évaluation d'une plus grande surface cartilagineuse que le plan dorsal 2 (DOR 2). Ceci plaide pour l'abandon de ces deux plans (TRA 1 et DOR 2) lors des examens par IRM du pied équin et de leur préférer les plans TRA 2 et DOR 1.

Le protocole 2 introduit l'utilisation des séquences GE souvent utilisées dans les études *in vivo* précédentes. La séquence GE 2D T2* a une sensibilité accrue pour les effets magnétiques de l'hémossidérite lors d'hémorragies tendineuses ou ligamentaires (Murray *et al.*, 2006a). L'hémossidérite indique le site d'une hémorragie précédente et semble plus souvent présente dans des pieds pathologiques que dans des pieds sains (Dyson *et al.*, 2003a ; Murray *et al.*, 2004 ; Busoni *et al.*, 2005 ; Murray *et al.*, 2006a). Le plan transversal en pondération T2* a reçu un score de 4 pour l'évaluation des ligaments collatéraux de l'AIPD. Ce plan dans cette pondération a été cité comme un des meilleurs pour la détection des lésions des ligaments collatéraux de l'AIPD (Gutierrez-Nibeyro *et al.*, 2009). Grâce au plan transversal, le TFPD peut aussi mieux être investigué en utilisant à la fois une séquence T1 et une séquence T2 dans le plan transversal, ceci permettant la différence entre une lésion aiguë (hyperintense en T1 et en T2) d'une lésion chronique (hyperintense en T1 et signal légèrement augmenté ou pas en T2) (Werpy *et al.*, 2006 ; Zubrod et Barrett, 2007). Les lésions

osseuses nécessitent également une pondération en T2 afin de différencier les lésions avec sclérose de celles avec accumulation de fluide (Dyson *et al.*, 2004 ; Busoni *et al.*, 2005). De plus, le cartilage articulaire a été également bien visualisé par les séquences GE lorsqu'elles sont en 3D. Cette séquence GE pondérée en T1 a été préférée dans le plan dorsal afin d'évaluer à la fois le cartilage (non interprétable sur un plan transversal) et les ligaments collatéraux de l'AIPD (non visibles dans le plan sagittal). Or, les lésions de ceux-ci semblent mieux visibles dans les séquences GE en pondération de T1 (Dyson *et al.*, 2004 ; 2008) et de T2* (Dyson *et al.*, 2008) et confirmée avec suppression du signal de la graisse (Dyson *et al.*, 2004 ; 2008). L'autre séquence utilisée en pondération de T1, l'est dans le plan transversal pour l'investigation du TFPD. De plus, les lésions des ligaments collatéraux de l'AIPD peuvent être associées à des lésions de P3 à leur insertion, également visible dans ce plan (Dyson *et al.*, 2004). Les ligaments collatéraux de l'AIPD peuvent avoir une orientation différente médialement et latéralement créant une asymétrie de ces structures. Cette asymétrie peut être prise pour une augmentation de volume d'un des deux ligaments et ainsi être assimilée à une lésion. Le reformatage des images permet de réorienter celles-ci dans un vrai plan transversal ou longitudinal pour chaque ligament et ainsi de permettre une meilleure comparaison des deux ligaments (Dyson *et al.*, 2004).

Le protocole 3 contient un plan perpendiculaire à l'insertion distale du TFPD (DOR 3) améliorant la visualisation de cette insertion. En effet, les lésions du TFPD peuvent être localisées à ce niveau (Dyson *et al.*, 2003a ; Busoni, *et al.*, 2005). Par la même occasion, l'insertion distale du LSDI a également été mieux visualisée. Or, ces 2 structures sont souvent mal visualisées avec un aimant de bas champ (Werpy, 2007). Ce plan a permis une évaluation des ligaments collatéraux de l'AIPD dans leur axe longitudinal. Ceux-ci sont également responsables de boiterie du pied (Dyson *et al.*, 2004). Ils peuvent également présenter l'artéfact de l'angle magique dans les séquences avec un TE court (Spriet *et al.*, 2007). C'est pourquoi, l'utilisation de la séquence

TSE T2 est intéressante dans l'évaluation de ceux-ci car elle est moins sensible à cet artéfact (Zurlo *et al.*, 2000 ; Spriet *et al.*, 2007). Le plan transversal 3, parallèle à la sole, a permis une meilleure évaluation des contours solaires de P3 et des ligaments collatéraux de l'AIPD dans leur axe transversal comme démontré dans une étude précédente (Spriet, 2006). Cependant, il a été réalisé dans le protocole 3 avec une séquence *dual echo* permettant l'acquisition d'images anatomiques et lésionnelles. La sole est toujours parallèle à l'insertion distale du TFPD sur les pieds sains. Le plan transversal 3 a été réalisé parallèle à ces deux structures. En cas de pathologie avec déformation de la sole telle la fourbure avec comblement de la sole, un plan parallèle à l'insertion distale du TFPD est conseillé car il a un trajet plus rectiligne et est donc plus facile à suivre que celui d'une sole déformée.

Les séquences destinées à investiguer le cartilage ont été la DESS et la séquence GE 3D en pondération T1. La séquence DESS avec WE dans le plan sagittal a montré chez l'homme, une excellente délimitation du cartilage pour les mesures morphologiques, ainsi qu'une excellente visualisation des ostéophytes périarticulaires (Peterfy *et al.*, 2008). Aucune autre séquence annulant le signal de la graisse, même si elle délimite mieux le cartilage que la STIR (Totterman *et al.*, 1989 ; Recht *et al.*, 1993) n'a été ajoutée dans ces protocoles car ici la séquence destinée à investiguer le cartilage et l'os sous-chondral est la DESS WE. Les séquences WE se sont montrées qualitativement meilleures ou égales aux séquences avec saturation de la graisse (*Fat Saturation*) dans une étude réalisée sur le système musculo-squelettique chez l'homme (Hauger *et al.*, 2002) et sur des grassets chez le porc (Woertler *et al.*, 2000). Cependant, vu l'utilisation grandissante de la tomographie avec injection de contraste lors d'examen de l'extrémité digitée équine, celle-ci permettant la mise en évidence de lésion plus discrètes (Puchalski *et al.*, 2007), une séquence pondérée en T1 avec suppression de la graisse pourrait être intéressante afin d'objectiver la prise de contraste par les différentes structures si une injection de contraste est envisagée.

Parmi les limites de cette étude, le fait d'avoir utilisé uniquement des pieds

sains ne permet pas de conclure avec certitude de l'optimisation de ces protocoles pour la détection des lésions sur pieds pathologiques. Toutefois, les données de la littérature permettent en partie de combler ce manque. Une autre limite de cette étude est qu'elle a été réalisée *ex vivo* et uniquement sur trois membres. Cependant, les autres études de ce type ont également été réalisées sur des cadavres (Kleiter *et al.*, 1999) et uniquement sur un ou quelques pieds (Spriet, 2006).

La plupart des pieds pathologiques ont souvent une combinaison de lésions atteignant plusieurs structures anatomiques sur un même pied (Murray *et al.*, 2006b). C'est pourquoi un protocole alliant la visualisation de la plupart des structures anatomiques du pied est important. Trois protocoles courts d'examen IRM ont été établis. Les deux premiers protocoles ont donné une priorité aux structures les plus souvent atteintes lors de douleurs du pied (OSD, TFPD), tout en permettant une évaluation des autres structures. Les trois protocoles utilisent des séquences en différentes pondérations et une séquence avec saturation de graisse. Le choix des séquences et des plans de coupes semble allier temps

d'examen réduit et visualisation correcte de toutes les structures. D'un point de vue pratique, le choix des bonnes séquences et des bons plans permet de réduire le temps d'anesthésie sur les animaux anesthésiés et permet de réduire le risque de mouvement sur chevaux sédatisés. Cependant, la comparaison de l'efficacité diagnostique entre un protocole court et un protocole long sur des pieds ou des chevaux pathologiques (contenant tous les plans pour chaque séquence) est nécessaire.

Optimized choice of section planes and sequences for magnetic resonance imaging of the equine foot

SUMMARY

The purpose of this work was to establish one or several short protocols for magnetic resonance imaging of the equine cadaver foot, using the most appropriated sequences in a limited number of planes, allowing the assessment of the anatomical structures. Three feet were scan-

ned with most of the sequences used for evaluation of the osteo-articular system in seven different section planes (1 sagittal, 3 dorsal and 3 transverse planes). The sequences and the planes in which the anatomical structures were best assessed were selected by scoring the visualization of the anatomical structures. Three short protocols are proposed. The first protocol uses spin echo sequences, one fat suppressed sequence and one sequence to evaluate the cartilage. The second adds gradient echo sequences to show the sites of haemorrhage and the articular cartilage. The third protocol adds special section planes, the first perpendicular to the distal insertion of the deep digital flexor tendon and the second perpendicular to the collateral ligaments of the distal interphalangeal joint and adds another sequence combining cartilage visualization and fat suppression.

REFERENCES

- ARBLE J.B., MATTOON J.S., DROST W.T., WEISBRODE S.E., WASSENAAR P.A., PAN X., HUNT R.J., BELKNAP J.K. Magnetic resonance imaging of the initial active stage of equine laminitis at 4.7T. *Vet. Radiol. Ultrasound*, 2009, **50**, 3-12.
- BOADO A., KRISTOFFERSEN M., DYSON S., MURRAY R. Use of nuclear scintigraphy and magnetic resonance imaging to diagnose chronic penetrating wounds in the equine foot. *Equine Vet. Educ.*, 2005, **17**, 62-68.
- BUSHBERG J.T., SEIBERT A.J., LEIDHOLDT E.M.J., BOONE J.M. Nuclear magnetic resonance. In : Bushberg J.T., Seibert A.J., Leidholdt E.M.J. (Eds), *The essential physics of medical imaging*. Lippincott Williams & Wilkins : Philadelphia, 2002a, 373-414.
- BUSHBERG J.T., SEIBERT A.J., LEIDHOLDT E.M.J., BOONE J.M. Magnetic resonance imaging. In : Bushberg J.T., Seibert A.J., Leidholdt E.M.J. (Eds), *The essential physics of medical imaging*. Lippincott Williams & Wilkins: Philadelphia, 2002b, 415-465.
- BUSONI V., SNAPS F., TRENTESEAUX J., DONDELINGER R.F. Magnetic resonance imaging of the palmar aspect of the equine podotrochlear apparatus: normal appearance. *Vet. Radiol. Ultrasound*, 2004, **45**, 198-204.
- BUSONI V., HEIMANN M., TRENTESEAUX J., SNAPS F., DONDELINGER R.F. Magnetic resonance imaging findings in the equine deep digital flexor tendon and distal sesamoid bone in advanced navicular disease: an *ex vivo* study. *Vet. Radiol. Ultrasound*, 2005, **46**, 279-286.
- BUSONI V., SNAPS F. Effect of deep digital flexor tendon orientation on magnetic resonance imaging signal intensity in isolated equine limbs: the magic angle effect. *Vet. Radiol. Ultrasound*, 2002, **43**, 428-430.
- COHEN J.M., SCHNEIDER R.K., ZUBROD C.J., SAMPSON S.N., TUCKER R.L. Desmitis of the distal digital annular ligament in seven horses: MRI diagnosis and surgical treatment. *Vet. Surg.*, 2008, **37**, 336-344.
- DENNIS R. Advanced imaging: indications for CT and MRI in veterinary patients. *In Pract.*, 2003, **25**, 243-254.
- DENOIX J.-M., CREVIER N., ROGER B., LEBAS J.-F. Magnetic resonance imaging of the equine foot. *Vet. Radiol. Ultrasound*, 1993, **34**, 405-411.
- DU J., PAK B.C., ZNAMIROWSKI R., STATUM S., TAKAHASHI A.,

- CHUNG C.B., BYDDER G.M. Magic angle effect in magnetic resonance imaging of the Achilles tendon and enthesitis. *Magn. Reson. Imaging*, 2009, **27**, 557-564.
- DYSON S., BLUNDEN T., MURRAY R. The collateral ligaments of the distal interphalangeal joint: magnetic resonance imaging and post mortem observations in 25 lame and 12 control horses. *Equine Vet. J.*, 2008, **40**, 538-544.
- DYSON S., MURRAY R., SCHRAMME M., BRANCH M. Lameness in 46 horses associated with deep digital flexor tendonitis in the digit: diagnosis confirmed with magnetic resonance imaging. *Equine Vet. J.*, 2003a, **35**, 681-690.
- DYSON S., MURRAY R., SCHRAMME M., BRANCH M. Magnetic resonance imaging of the equine foot: 15 horses. *Equine Vet. J.*, 2003b, **35**, 18-26.
- DYSON S., MURRAY R., SCHRAMME M., BRANCH M. Collateral desmitis of the distal interphalangeal joint in 18 horses (2001-2002). *Equine Vet. J.*, 2004, **36**, 160-166.
- GUTIERREZ-NIBEYRO S.D., WHITE N.A.I., WERPY N.M., TYRRELL L., ALLEN K.A., SULLINS K.E., MITCHELL R.D. Magnetic resonance imaging findings of desmopathy of the collateral ligaments of the equine distal interphalangeal joint. *Vet. Radiol. Ultrasound*, 2009, **50**, 21-31.
- HAUGER O., DUMONT E., CHATEIL J-F., MOINARD M., DIARD F. Water Excitation as an Alternative to Fat Saturation in MR Imaging: Preliminary Results in Musculoskeletal Imaging. *Radiology*, 2002, **224**, 657-663.
- KASASHIMA Y., KUWANO A., KATAYAMA Y., TAURA Y., YOSHIHARA T. Magnetic resonance imaging application to live horse for diagnosis of tendinitis. *J. Vet. Med. Sci.*, 2002, **64**, 577-582.
- KASTLER B. Magnétisme nucléaire. In : Kastler B, Vetter D, Patay Z, Germain P. (Eds), Comprendre l'IRM : manuel d'autoapprentissage. 5^e édition. Masson : Paris, 2003a, 1-3.
- KASTLER B. Le phénomène de résonance magnétique. In : Kastler B, Vetter D, Patay Z, Germain P. (Eds), Comprendre l'IRM : manuel d'autoapprentissage. 5^e édition. Masson : Paris, 2003b, 5-17.
- KASTLER B., VETTER D., PATAY Z. Artéfacts en imagerie par résonance magnétique. In : Kastler B, Vetter D, Patay Z, Germain P. (Eds), Comprendre l'IRM : manuel d'autoapprentissage. 5^e édition. Masson : Paris, 2003, 207-232.
- KINNS J., MAIR T.S. Use of magnetic resonance imaging to assess soft tissue damage in the foot following penetrating injury in 3 horses. *Equine Vet. Educ.*, 2005, **17**, 69-73.
- KLEITER M., KNEISSL S., STANEK C., MAYRHOFER E., BAULAIN U., DEEGEN E. Evaluation of magnetic resonance imaging techniques in the equine digit. *Vet. Radiol. Ultrasound*, 1999, **40**, 15-22.
- KOFLER J., KNEISSL S., MALLECZEK D. MRI and CT diagnosis of acute desmopathy of the lateral collateral sesamoidean (navicular) ligament and long-term outcome in a horse. *Vet. J.*, 2007, **174**, 410-413.
- MAIR T.S., KINNS J. Deep digital flexor tendonitis in the equine foot diagnosed by low-field magnetic resonance imaging in the standing patient: 18 cases. *Vet. Radiol. Ultrasound*, 2005, **46**, 458-466.
- MAIR T.S., SHERLOCK C.E. Collateral desmitis of the distal interphalangeal joint in conjunction with concurrent ossification of the cartilages of the foot in nine horses. *Equine Vet. Educ.*, 2008, **20**, 485-492.
- MUHLE C., AHN J.M., BIEDERER J., SCH, AUML, FER F.K.W., FRAHM C.H., MOHR A., BROSSMANN J., RESNICK D. MR imaging of the neural foramina of the cervical spine: Comparison of 3D-DESS and 3D-FISP sequences. *Acta Radiol.*, 2002, **43**, 96-100.
- MURRAY R.C., BLUNDEN T.S., SCHRAMME M.C., DYSON S.J. How does magnetic resonance imaging represent histologic findings in the equine digit? *Vet. Radiol. Ultrasound*, 2006a, **47**, 17-31.
- MURRAY R.C., DYSON S. Image interpretation and artifacts. *Clin. Tech. Equine Pract.*, 2007, **6**, 16-25.
- MURRAY R.C., DYSON S.J., SCHRAMME M.C., BRANCH M., WOODS S. Magnetic resonance imaging of the equine digit with chronic laminitis. *Vet. Radiol. Ultrasound*, 2003, **44**, 609-617.
- MURRAY R.C., ROBERTS B.L., SCHRAMME M.C., DYSON S.J., BRANCH M. Quantitative evaluation of equine deep digital flexor tendon morphology using magnetic resonance imaging. *Vet. Radiol. Ultrasound*, 2004, **45**, 103-111.
- MURRAY R.C., SCHRAMME M.C., DYSON S.J., BRANCH M.V., BLUNDEN T.S. Magnetic resonance imaging characteristics of the foot in horses with palmar foot pain and control horses. *Vet. Radiol. Ultrasound*, 2006b, **47**, 1-16.
- NAGY A., DYSON S.J., MURRAY R.M. Radiographic, scintigraphic and magnetic resonance imaging findings in the palmar processes of the distal phalanx. *Equine Vet. J.*, 2008, **40**, 57-63.
- PETERFY C.G., SCHNEIDER E., NEVITT M. The osteoarthritis initiative: report on the design rationale for the magnetic resonance imaging protocol for the knee. *Osteoarthr. Cartil.*, 2008, **16**, 1433-1441.
- PUCHALSKI S.M., GALUPPO L.D., HORNOF W.J., WISNER E.R. Intraarterial contrast-enhanced computed tomography of the equine distal extremity. *Vet. Radiol. Ultrasound*, 2007, **48**, 21-29.
- RECHT M.P., KRAMER J., MARCELIS S., PATHRIA M.N., TRUDELL D., HAGHIGHI P., SARTORIS D.J., RESNICK D. Abnormalities of articular cartilage in the knee: analysis of available MR techniques. *Radiology*, 1993, **187**, 473-478.
- SCHNEIDER R., SAMPSON S., GAVIN P. Magnetic resonance imaging evaluation of horses with lameness problems.

- In : Proceedings of the 51st Annual Convention of the American Association of Equine Practitioners, Seattle, USA. American Association of Equine Practitioners (AAEP) : Lexington, 2005, 210-218.
- SCHNEIDER R.K., GAVIN P.R., TUCKER R.L. What MRI is teaching us about navicular disease. In : Proceedings of the 49th Annual Convention of the American Association of Equine Practitioners, New Orleans, USA. American Association of Equine Practitioners (AAEP) : Lexington, 2003, 210-219.
- SHERLOCK C.E., KINNS J., MAIR T.S. Evaluation of foot pain in the standing horse by magnetic resonance imaging. *Vet. Rec.*, 2007, **161**, 739-744.
- SPRIET M. Comparison of two different orientations of the transverse and dorsal images for magnetic resonance imaging of the equine foot. IVRA (International Veterinary Radiology Association), 2006, 56.
- SPRIET M., MAI W., MCKNIGHT A. Asymmetric signal intensity in normal collateral ligaments of the distal interphalangeal joint in horses with a low-field MRI system due to the magic angle effect. *Vet. Radiol. Ultrasound*, 2007, **48**, 95-100.
- TOTTERMAN S., WEISS S.L., SZUMOWSKI J., KATZBERG R.W., HORNAK J.P., PROSKIN H.M., EISEN J. MR fat suppression technique in the evaluation of normal structures of the knee. *J. Comput. Assist. Tomogr.*, 1989, **13**, 473-479.
- TUCKER R.L., SANDE R.D. Computed tomography and magnetic resonance imaging of the equine musculoskeletal conditions. *Vet. Clin. North Am. Equine Pract.*, 2001, **17**, 145-157.
- VETTER D., KASTLER B. Séquences de suppression tissulaire. In : Kastler B, Vetter D, Patay Z, Germain P. (Eds.), *Comprendre l'IRM : manuel d'autoapprentissage*. 5^e édition. Masson : Paris, 2003a, 233-242.
- VETTER D., KASTLER B. Facteurs de qualité de l'image en IRM. In : Kastler B, Vetter D, Patay Z, Germain P. (Eds), *Comprendre l'IRM : manuel d'autoapprentissage*. 5^e édition. Masson : Paris, 2003b, 115-131.
- WERPY N., HO P., KAWCAK C.E., RANTANEN N.W., MCLLWRAITH C.W. Review of principles and clinical applications of magnetic resonance imaging in the horse. In : Proceedings of the 52nd Annual Convention of the American Association of Equine Practitioners, San Antonio, USA. American Association of Equine Practitioners (AAEP) : Lexington, 2006, 427-440.
- WERPY N.M. Magnetic Resonance Imaging of the Equine Patient: A Comparison of High- and Low-Field Systems. *Clin. Tech. Equine Pract.*, 2007, **6**, 37-45.
- WHITTON C., MURRAY R., DYSON S. Magnetic resonance imaging. In : Ross M., Dyson S. (Eds), *Diagnosis and management of lameness in the horse*. Saunders : St Louis, 2003, 216-222.
- WHITTON R.C., BUCKLEY C., DONOVAN T., WALES A.D., DENNIS R. The diagnosis of lameness associated with distal limb pathology in a horse: a comparison of radiography, computed tomography and magnetic resonance imaging. *Vet. J.*, 1998, **155**, 223-229.
- WIDMER W.R., BUCKWALTER K.A., FESSLER J.F., HILL M.A., MED B.V., VANSICKLE D.C., IVANCEVICH S. Use of radiography, computed tomography and magnetic resonance imaging for evaluation of navicular syndrome in the horse. *Vet. Radiol. Ultrasound*, 2000, **41**, 108-116.
- WOERTLER K., STROTHMANN M., TOMBACH B., REIMER P. Detection of articular cartilage lesions: experimental evaluation of low- and high-field-strength MR imaging at 0.18 and 1.0 T. *J. Magn. Reson. Imaging*, 2000, **11**, 678-685.
- ZUBROD C.J., BARRETT M.F. Magnetic resonance imaging of tendon and ligament injuries. *Clin. Tech. Equine Pract.*, 2007, **6**, 217-229.
- ZUBROD C.J., SCHNEIDER R.K., TUCKER R.L., GAVIN P.R., RAGLE C.A., FARNSWORTH K.D. Use of magnetic resonance imaging for identifying subchondral bone damage in horses: 11 cases (1999-2003). *J. Am. Vet. Med. Assoc.*, 2004, **224**, 411-418.
- ZURLO J.V., BLACKSIN M.F., KARIMI S. The influence of flip angle on the magic angle effect. *Skeletal Radiol.*, 2000, **29**, 593-596.