

# Magnetisk Resonans Imaging – MRI på heste

Basale principper og mulighederne i MR scanning

JON VEDDING NIELSEN · FAGDYRLÆGE VEDR. SYGDOMME HOS HESTE · ANSAGER DYREHOSPITAL

## Introduktion

Magnetisk Resonans Imaging (MRI) er et diagnostisk hjælpemiddel, der over de sidste 10 år har vist sig som et uvurderligt hjælpemiddel. MRI viser forandringer i bløddele og knoglevæv, før de kan påvises af andre billeddiagnostika(1-6). For at udnytte de diagnostiske muligheder i MRI scanning optimalt er det vigtigt at forstå de basale fysiske principper bag MR, og de forskellige MR sekvenser, der bruges ved billeddannelsen og vævenes udseende ved de forskellige sekvenser.

Installeringen af MRI systemer på hesteklinikker i Danmark giver mulighed for rekvirering af MRI, og den optimale udnyttelse af denne mulighed vil som minimum kræve en viden hos de danske hestedyrlæger om de diagnostiske muligheder. Andre henvisende dyrlæger vil gen-

nem deres klienter blive præsenteret for MR scanninger og rapporter, hvilket vil kræve et basalt kendskab til MRI og principperne i vurderingen. Formålet med denne artikel er at give en forståelse for de basale MRI principper og den nødvendige information til at forstå mulighederne i MR scanning.

## Komponenterne i MRI systemer

Et MRI system består af en magnet, gradient spoler, radiofrekvensspoler og computerprogram, og det er disse komponenter, der registrerer og opsamler information fra vævene og giver et diagnostisk billede(7). Når vævenes atomer placeres i et magnetfelt, vil atomernes protoner placeres langs magnetfeltets retning og dreje rundt med en bestemt frekvens(8) (Fig. 1a). Begyndelsen på dannelsen af billedet er et radio-

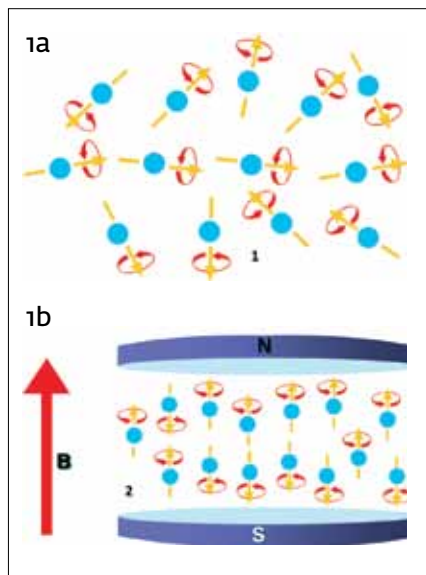
frekvens signal (RF impuls), som øger protonernes energi og slår dem ud af deres placering i magnetfeltet. Når signalet igen forsvinder, og protonerne vender tilbage til placeringen i magnetfeltet, frigives energien som et signal med en specifik frekvens karakteristisk for den præcise placering i magnetfeltet. En radiofrekvensspole opfanger signalet og videregiver dem til computerprogrammet (Fig. 1b). Signalet er specifikt for de anatomiske og fysiologiske karakteristika for de forskellige væv, og multiple serier af radiofrekvenssignaler bruges til at bestemme vævstyper og placering i vævets anatomi(7,8). Styrken af magnetfeltet måles i Tesla (T) og deles op i low field (<1T) og high field (>1T), hvor high field giver den bedste opløsning og scanningshastighed. Flere ortopædiske undersøgelser har til

## Sammendrag

Magnetisk Resonans Imaging (MRI) er et diagnostisk hjælpemiddel, der i dag er tilgængelig i halheddiagnostikken, men samtidig også betragtes som golden standard ved undersøgelse af fx smerte lokaliseret til hoven. I artiklen beskrives fysikken bag MRI samt terminologien, der er knyttet til brugen af MRI. Herudover beskrives de forskellige planer og sekvenser, der bruges, samt de forskellige vævskarakteristika og disses ændringer ved patologiske forandringer, men også de artefakter, der kan forekomme. Med et indgående kendskab til disse områder inden for MRI, bliver dette diagnostikum det stærkeste til såvel diagnosticering i bløddele og knogle.

## Summary

Magnetic Resonance Imaging (MRI) is a diagnostic modality, which is available today and considered as the golden standard for imaging of the hoof. This article describes the physics of MRI, the terminology, the different tissue characteristics and the changes seen with different pathology. This article also describes the different artifacts seen in MRI and with this knowledge all together MRI becomes the strongest diagnostic tool in equine orthopedics covering both soft tissue and bone pathology.



Figur 1a. MRI fysikken forklares simplificeret ved, at protoner roterer i tilfældige retninger (1) indtil disse udsættes for et magnetfelt. I magnetfeltet vil protonernes rotation ensrettes i magnetfeltets retning med en frekvens, som er afhængig af styrken i magnetfeltet (2). Med tilladelse fra Hallmarq.

Figur 1b. Ved et radiofrekvens impuls (RF transmitter) med samme frekvens som protonernes rotation (3) drejes disse mod radiofrekvens impulsens magnetfelt (4), hvorved der via radiomodtageren (RF receiver) opfanges et signal (5). Dette signal kan computeren omdanne til et billede. Med tilladelse fra Hallmarq.

trods for dette dokumenteret samme sensitivitet og diagnostiske nøjagtighed mellem de to systemer(9-12).

## Terminologi

Signal intensitet anvendes til at beskrive gråtonerne i de specifikke væv på MR billedet. Hyperintens eller høj signalintensitet bruges ved det væv, som på scanningen forekommer lyst eller hvidt. Hypointens eller lav signalintensitet anvendes ved væv, som fremstår mørkt eller sort. Isointens anvendes til beskrivelse af to væv, som i gråtone er ens. T1 og T2 bruges til at beskrive vævets magnetiske egenskaber eller vævsresponsen og har specifikke værdier for hver type væv. Scanningsbillederne kan optages enten med T1 egenskaber, T2 egenskaber eller en mellemtung mellem de

to. En scanning vil aldrig være ren T1 eller T2, men betegnes T1 vægtet, T2 vægtet eller protondensitet (PD; intermediær). De forskellige vævstyper med de specifikke T1 og T2 egenskaber vil have forskelligt signalintensitet på respektive T1 og T2 vægtede scanninger(13) (Fig. 2).

## Planer

Forud for en scanning med de valgte sekvenser og planer foretages en pilotscanning, som giver et snit i hhv. sagittal, frontal og transversalplanet (Fig. 2). Ved denne scanning kan det pågældende område placeres optimalt i magnetfeltet med den mest optimale opløsning til følge. Samtidig anvendes den optimale placerede pilotscanning som reference for placeringen af de øvrige scanninger i de valgte planer og sekvenser.

De fleste MR scanninger foretages i tre planer: Sagittal, frontal og transversal. Disse planer kan så justeres til at give den mest optimale visualisering af det pågældende område. I enkelte områder såsom subcarpal og subtarsal kan sekvenser i det frontale plan udelades, hvis øvrige planer ikke indikerer nødvendigheden af scanningen i dette plan. Valget af planer kan ligeledes justeres efter fund ved andre diagnostiske hjælpemidler og herved optimere detaljeringsgraden i undersøgelsen af en given patologi frem for den totale undersøgelse af et givent område. Valget kan også justeres efter de indledende scanninger, hvor patologi diagnosticeres.

## MRI SEKVENSER

### Karakterisering af vævet i de forskellige MRI sekvenser

Signalintensitet i en specifik type væv kan være forskellig mellem de forskellige MRI sekvenser og MRI systemer. PD og T1 vægtede billeder har en god anatomisk detaljering, hvor væske har en højere signalintensitet på PD, hvilket gør det nemmere at adskille væske fra omgivende væv på denne scanning (Fig. 2). T2 vægtede billeder har typisk en højere kontrast men mindre anatomisk detaljering. På PD, T1 og

T2 vægtede billeder har trabekulær knogle intermediær til høj signalintensitet som følge af fedtvævet i det trabekulære knoglevæv. Kortikal knogle og senevæv fremstår hypointens på alle disse scanninger. Væske vil derimod være hyperintens, men med størst signalintensitet på T2 vægtede billeder, hvorfor disse billeder bedst påviser væske i bløddelsvæv. Væske i knogle kan oftest ikke påvises på T2 vægtede billeder, da signalintensiteten er meget ens mellem væske og fedtvæv i knogle.

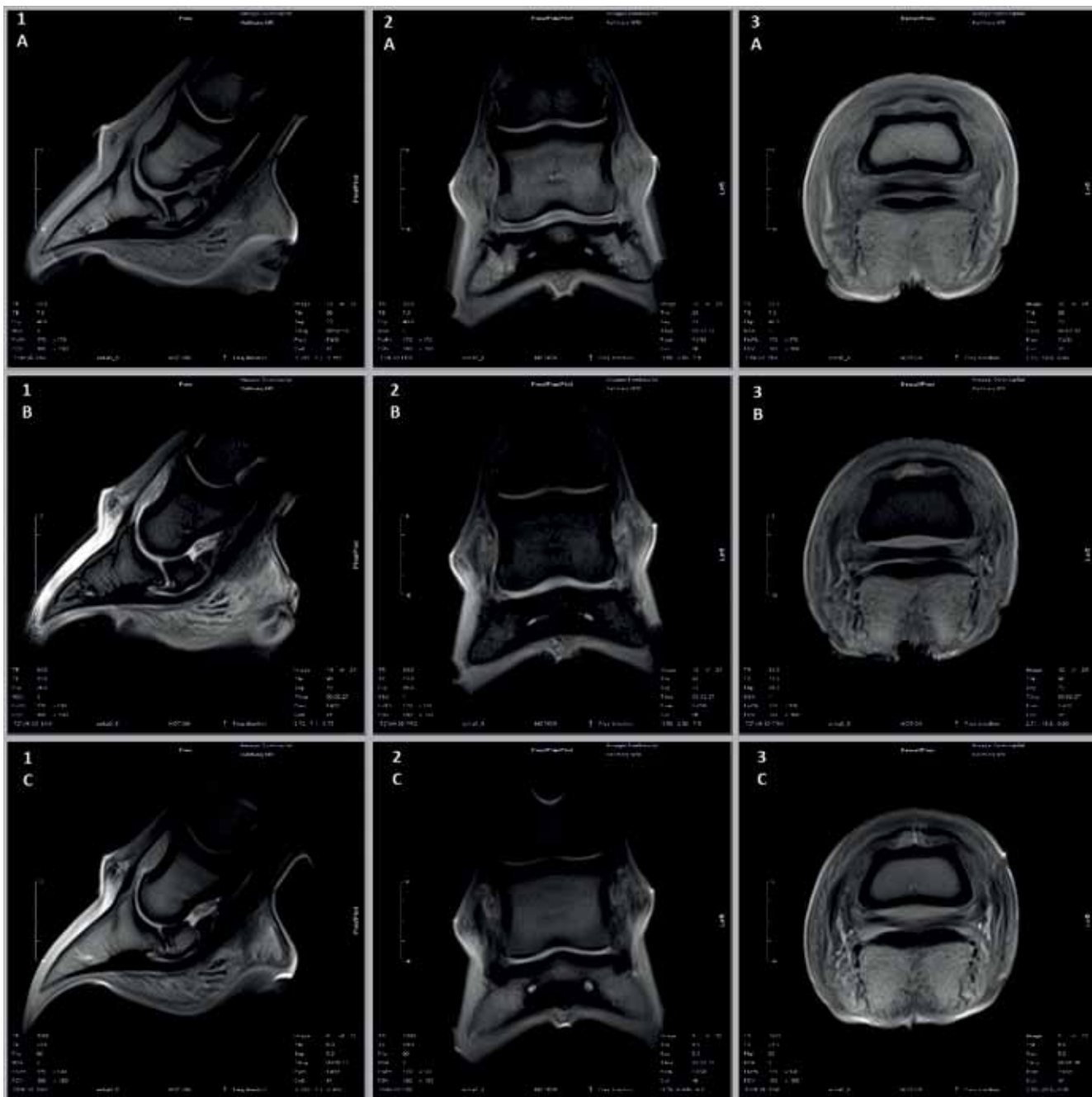
Sener fremstår på de forskellige sekvenser hypointens med en betydelig mindre variation end ligamenter, som vil variere mellem lysgrå til sort. STIR sekvensen (fat suppressing) anvendes til at nedtone signal fra fedt. Dette gør, at denne sekvens, udover at påvise væske i bløddele, kan påvise væske i knogle, da signalintensiteten i denne scanningssekvens er meget forskellig mellem væske (hyperintens) og fedt (hypointens). Da der ved denne sekvens forekommer et generelt lavere signal og dermed opløsning, er den anatomiske detaljering tilsvarende lav.

### Klinisk anvendelse og billedvurdering

Vævskaraktistika ændres ved tilstedeværelsen af patologi, hvilket resulterer i en ændring i signalintensiteten i forhold til det normale væv. Både sklerosering i knogle, ødem i forskelligt væv eller fibrosering kan påvises som følge af ændringen i signalintensiteten, og bestemte sekvenser anvendes til at påvise de forskellige typer af vævsforandringer.

### Knoglesklerosering og knogleødem

MRI er ekstremt nyttig til at påvise knoglepatologi(15). Frakturer ses som defekt i knoglens overflade og struktur og kan ses som linjer med hyperintensitet på de forskellige sekvenser (Fig. 3). Sklerosering i knogle ses tydeligst på T1 vægtede eller PD som følge af kontrasten mellem den hypointense cortex og det fedtholdige og derved hyperintense trabekulære knogle. Da der ved sklerosering sker en omdan-



Figur 2. MRI kan danne billeder i de tre forskellige planer; (1) Sagittal, (2) frontal og (3) transversal. På de forskellige sekvenser (A) T1, (B) T2 og (C) PD ses forskellig anatomisk detaljering og vævskontrast. På såvel T1 (A) og PD (C) ses stor anatomisk detaljering, mens T2 (B) viser stor vævskontrast, hvor væske trækkes tydeligt frem.

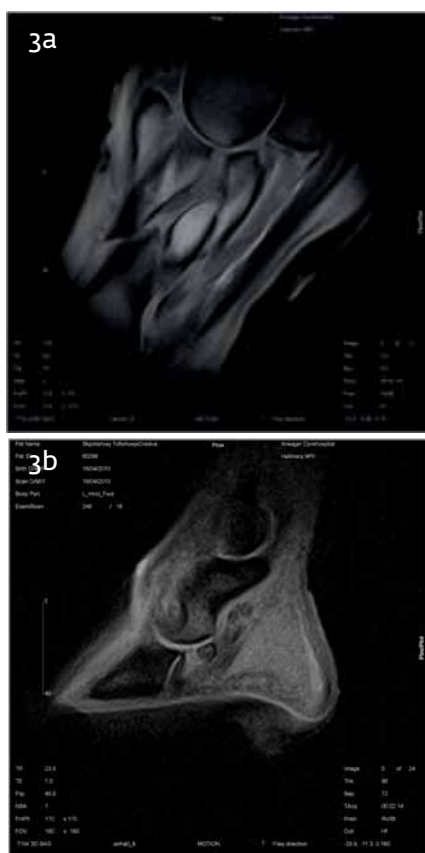
nelse af fedtholdig trabekulærknogle til cortex vil dette medføre en fortrængning af det hyperintense signal fra cortex mod medulla (Fig. 4).

Da både sklerosering og væske vil have meget lav signal intensitet på T1 vægtede billeder kan disse kun differentieres ved sammenligning med andre sekvenser såsom STIR (Fig. 4). Sklerosering vil frem-

stå hypointens på både T1 og STIR, mens væske vil fremstå hypointens på T1 men hyperintens på STIR. I andre tilfælde, hvor der forekommer intermediær eller høj signal intensitet på T1 med samtidig høj signal intensitet på STIR, er der oftest tale om hæmorrhagi eller væske med højt protein indhold(13,16).

Betegnelsen knogleødem (bone edema)

bruges omkring den diffuse væskeophobning i knoglevæv, mens den fokale væskeansamling betegnes »cyst like lesion«. Begrebet knogleødem er opfundet af MR fysikere, men bestrides af histopatologer, da knoglevæv ikke kan give efter eller udvides som følge af et større væskeindhold. Derfor anvendes nu oftere betegnelsen »edema like reaction«. Både »cyst like



Figur 3. T1 GRE sagittal. Komminut kodebensfraktur. Frakturlinjerne ses som defekt i knoglens overflade (a) med tab af struktur i knoglen. Frakturer eller fissurer vil altid ses som hyperintense linjer gennem korteks (b) på både T1 og T2.

lesion« og »edema like reaction« diagnosticeres som ovenfor(16) (Fig.4).

### Forandringer i led

Det klassiske billede og forståelse af en osteoarthrose patient er med indførelsen af MRI ændret. Den klassiske opfattelse af osteoarthrose forandringer er på røntgen marginale osteofytter, subchondral sklerosering, cyste og forsnævring af ledspalten. Vurdering af brusken og dermed påvisning af bruskedefekter kan gøres med MRI, der på T1 og T2 sekvenser ses som hypointense områder i den ellers hyperintense bruske(15) (Fig. 5).

Der kan udover de marginale osteofytter også påvises centrale osteofytter, hvilket ses som skleroseret knoglevæv, der gennemtrænger den osteochondrale overgang, som et hypointent område ind i brusken(17). Tilsvarende ses de marginale

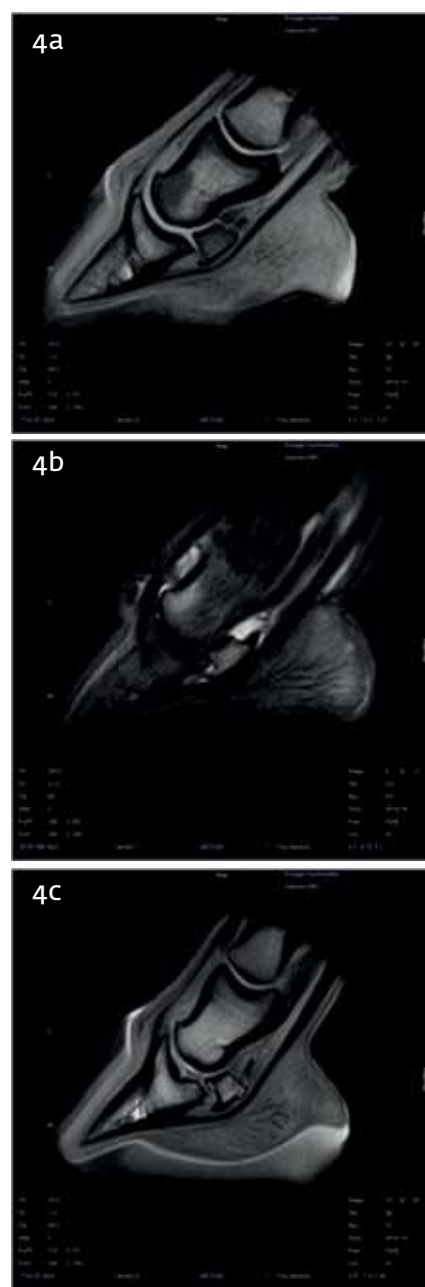
osteofytter og sklerosering som fortykkelse/forlængelse af den hypointense korteks enten mod medulla eller periartikulært (Fig. 5). Således kan der forekomme tidlige men udprægede osteoarthrotiske forandringer, der påvises ved MRI, men som ikke kan påvises på røntgen, og derfor først vil blive synlige på røntgen langt senere i halshedsforløbet.

### Bløddele

Væske i bløddele kan med stor sensitivitet diagnosticeres ved MRI og vil tydeligst ved visualiseres på T2 vægtede og STIR billeder(16). Sammenlignes der med ultralyd, hvor væske påvises ved mangel på ekko (hypoekogene områder), så kan MRI med langt større sensitivitet og nøjagtighed påvise væske og dermed en aktiv inflammation. Væske har høj signalintensitet i forhold til de fleste bløddele, som har lavere signalintensitet. Inflammation i væv vil have varierende signalintensitet afhængig af mængden af væske i vævet, graden af fibrosering og kroniciteten af reaktionen. Fokale væskeansamlinger vil være skarpt afgrænset mens de diffuse vil være mindre defineret med en samtidig mere variabel signalintensitet afhængig af mængden, typen og indholdet i væsken. Væske i væv med samtidig debris eller nekrotisk væv vil have lavere signalintensitet og være mindre homogen end ren væske.

### Seneskader

Seneskader kan med høj sensitivitet diagnosticeres ved MRI med samtidig mulighed for at differentiere mellem akutte og kroniske seneskader. Seneskader optræder forskelligt på de forskellige sekvenser afhængig af stadiet af skaden og dennes helingsgrad, da disse stadier har forskelligt væskeindhold og arvævsdannelse. Seneskader vil ofte have øget signalintensitet på T1 og PD, og ved kontrolundersøgelser af seneskader ses kun minimal eller ingen ændring i signalintensitet på T1 og PD over en periode på 2 år (Fig. 6). De mere akutte seneskader vil have øget signalintensitet på T2 vægtede og STIR, som over tid vil falde i takt med dannelsen af arvæv og organiseringen af dette. Ultralydsdiagnostik af



Figur 4. Knogleødem eller væske i knogle kan diagnosticeres ved sammenligning af de forskellige sekvenser, hvor hypointensitet på T1 og T2 (a) med samtidig hyperintensitet på STIR (b) vil være ensbetydende med væske i knoglen (her kronben og hovseneben). Ved sklerosering af knogle ses hypointensitet på såvel T1, T2 og STIR (c).

blandt andet gaffelbånd har vist en meget begrænset specificitet ved gaffelbåndsbetændelse med mange falsk positive (67 %) sammenlignet med MRI(18). Der er samtidig påvist en meget lav sensitivitet ved ultralydsundersøgelse og diagnosticering



Figur 5. Tidlige osteoartrose forandringer kan påvises med MRI. Brusksforandringer påvises ved hypointensitet i den ellers normale hyperintense bruskskive (a). De marginale og centrale osteofytter ses som en forlængelse af den hypointense korteks hhv. marginalt i leddet (b) eller centralt gennem den osteochondrale overgang.

af seneskader i kodebøjningen (trænede ultrasonografer med mange falsk negative), hvilket tilsvarende er fundet ved scanning af den dybe bøjesene gennem strålen (1,15). Dette viser en stor usikkerhed ved brug af ultralyd i disse områder og vil påkræve en MR skanning til sikker diagnosticering.

Skader i den dybe bøjesene i hoven har tidligere ikke kunnet diagnosticeres, mens de nu ved MRI kan påvises og differentieres som corelæsioner, parasagittale splits og dorsal overfladelæsioner(3,19,20). Dette giver dermed øgede behandlingsmuligheder og ikke mindst den optimale rekonvalescensperiode.

### Ligamenter

Ligamentvæv har samme vævskarakteristika som senevæv og dermed samme

udseende på de forskellige sekvenser(21). De kollaterale ligamenter til hovleddet kan kun proksimalt vurderes ved hjælp af ultralyd, hvor læsionerne derimod oftest sidder længere distalt. MRI er derfor eneste mulighed for at påvise disse distale skader med samtidig stor sensitivitet i påvisningen(22). Ligamenter har et tilsvarende udseende som senevæv på MRI men kan have varierende intensitet specielt omkring tilhæftningen(23).

### Artefakter

Specielt for MRI forekommer der et artefakt, som betegnes »Magic angle effect«. Dette artefakt opstår, når en vævsstruktur ligger med en placering på 54,7 grader i magnetfeltet(15). Dette vil øge signalintensiteten, således at hypointense strukturer i dette område bliver hyperintense. Dette gør sig specielt gældende ved de kol-

laterale ligamenter samt den dybe bøjesenes placering palmart/plantart for hovsenebenet. Et andet væsentligt artefakt er volume average artefakter, som forekommer, når et snit krydser en vævsovergang skråt. Dette medfører en uskarp overgang, som specielt ses ved vurdering af ledbrusk eller marginalt omkring den dybe bøjesene, som herved kan forekomme mere hyperintens end i virkeligheden. Det er således vigtigt at vurdere disse vævsovergange med forsigtighed og være opmærksom på disse artefakter eller placere snittene vinkelret på de strukturer, der ønskes vurderet.

Et andet betydningsfuldt artefakt er ferroartfaktet, som specielt ses i hoven, hvor sømrester kan fjerne alt signal fra et større område, således diagnostikken gøres umulig. Det ses dog også ved hæmosiderinaflejring eller fra penetrerende ferroholdige



Figur 6. Seneskader kan med stor nøjagtighed diagnosticeres ved MRI. På T1 ses seneskader som et hyperintens område i det normale hypointense senevæv. Udseendet på T1 ændres ikke væsentligt over tid (a,b). Derimod vil den akutte/aktive seneskade være hyperintens på T2 (c), mens den over tid med nedsat væske i skaden (inflammation) vil blive mere hypointens som det normale omgivende senevæv (d).

fremmedlegemer. Bevægelsesartefakter er forekommende ved både stående og liggende systemer, hvilket kan forekomme som bevægelse af objektet (motion) eller bevægelse af blod i blodkar (flow artefakter). Bevægelsesartefakter er som følge af nyt software væsentligt reduceret, men vil opstå ved heste, der svajer meget under scanningen, hvilket oftest ses i mere proksimale regioner. Det kan i disse områder være nødvendigt af lægge hesten i fuld narkose, hvis disse artefakter påvirker diagnostikken.

### Brugen af MRI i praksis

Der forekommer i dag både MRI systemer til anæsteseret hest samt systemer til stående hest (Hallmarq). Blandt de systemer til anæsteseret hest forekommer der både high field (>1 tesla) og low field (<1 tesla), hvor sidstnævnte er de systemer, der er tilgængelig i Danmark. MRI til stående hest er ligeledes low field. Alle systemer, der er tilgængelige til scanning af hest, har en volumenbegrænsning, således at de ortopædiske områder, der kan scannes, begrænser sig til carpus/tarsus og distalt. Low field MRI systemer har et magnetfelt af en lavere styrke, hvilket giver en mindre opløselighed end high field systemerne. Dette påvirker i meget begrænset grad scanning af ortopædiske patienter, undtaget ved vurdering ledbrusk, hvor mindre bruskskader ikke kan påvises ved brug af MRI. Her har artroskopi stadig en højere sensitivitet, såfremt området er tilgængeligt for artroskopisk vurdering.

MRI har en stor fordel overfor både røntgen og ultralyd i den høje sensitivitet og hermed mulighed for at monitorere helingsgraden i både bløddele og knogle og dermed give en mere sikker mulighed for at vurdere længden af rekonvalescensperioden.

### Konklusion

Vurdering af MR billeder kræver et indgående kendskab til anatomi samt kendskab til vævskarakteristika på de forskellige MRI sekvenser. Yderligere er kendskab til de forskellige artefakter en nødvendighed for sikker diagnosticering. Med denne viden er MRI det stærkeste diagnostikum til såvel knogle og bløddele.

### Referencer

- Dyson, S., Murray, R., Schramme, M., and Branch, M. Lameness in 46 horses associated with deep digital flexor tendonitis in the digit: diagnosis confirmed with magnetic resonance imaging. *Equine Vet.J.* 2003;35(7):681-690.
- Dyson, S. J., Murray, R., Schramme, M., and Branch, M. Collateral desmitis of the distal interphalangeal joint in 18 horses (2001-2002). *Equine Vet.J.* 2004;36(2):160-166.
- Murray, R. C., Blunden, T. S., Schramme, M. C., and Dyson, S. J. How does magnetic resonance imaging represent histologic findings in the equine digit? *Vet.Radiol.Ultrasound.* 2006;47(1):17-31.
- Tucker, R. L. and Sande, R. D. Computed tomography and magnetic resonance imaging of the equine musculoskeletal conditions. *Vet.Clin.North Am.Equine Pract.* 2001;17(1):145-57, vii.
- Zubrod, C. J., Schneider, R. K., and Tucker, R. L. Use of magnetic resonance imaging identify suspensory desmitis and adhesions between exostoses of the second metacarpal bone and the suspensory ligament in four horses. *J.Am.Vet.Med.Assoc.* 2004;224(11):1815-20, 1789.
- Zubrod, C. J., Schneider, R. K., Tucker, R. L., Gavin, P. R., Ragle, C. A., and 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(3):411-418.
- Bushberg, J. T., Seibert, J. A., and Leidholdt, E. M. The essentials physics of medical imaging. 2002;2nd ed.415-457.
- Bushberg, J. T., Seibert, J. A., and Leidholdt, E. M. The essentials physics of medical imaging. 2002;2nd ed.373-413.
- Barnett, M. J. MR diagnosis of internal derangements of the knee: effect of field strength on efficacy *AJR Am.J.Roentgenol.* 1993;161(1):115-118.
- Kladny, B., Gluckert, K., Swoboda, B., Beyer, W., and Weseloh, G. Comparison of low-field (0.2 Tesla) and high-field (1.5 Tesla) magnetic resonance imaging of the knee joint *Arch.Orthop.Trauma Surg.* 1995;114(5):281-286.
- Rand, T., Imhof, H., Turetschek, K., Schneider, B., Vogele, T., Gabler, C., and Trattng, S. Comparison of low field (0.2T) and high field (1.5T) MR imaging in the differentiation of torned from intact menisci. *Eur.J.Radiol.* 1999;30(1):22-27.
- Taouli, B., Zaim, S., Peterfy, C. G., Lynch, J. A., Stork, A., Guermazi, A., Fan, B., Fye, K. H., and Genant, H. K. Rheumatoid arthritis of the hand and wrist: comparison of three imaging techniques *AJR Am.J.Roentgenol.* 2004;182(4):937-943.
- Werpy, N. M., Kawcak, C. E., Rantanen, N. W., and McIlwraith, C. W. Review of Principles and Clinical Applications of Magnetic Resonance Imaging in the Horse. Proceedings of the 52nd Annual Convention of the American Association of Equine Practitioners. San Antonio, Texas, USA, 2-12-2006. 427-440.
- Werpy, N. M., Kawcak, C. E., Rantanen, N. W., and McIlwraith, C. W. Review of Principles and Clinical Applications of Magnetic Resonance Imaging in the Horse. Proceedings of the 52nd Annual Convention of the American Association of Equine Practitioners. San Antonio, Texas, USA, 2-12-2006. 427-440.
- Dyson, S., Murray, R., Schramme, M., and Branch, M. Magnetic resonance imaging of the equine foot: 15 horses. *Equine Vet.J.* 2003;35(1):18-26.
- Mair, T., Kinns, J., Jones, R. D., and Bolas, N. M. Magnetic resonance imaging of the distal limb of the standing horse. *Equine Veterinary Education.* 2005;17(2):74-78.
- Olive, J., D'Anjou, M.-A., Girard, C., Laverty, S., and Theoret, C. L. Imaging and histological features of central subchondral osteophytes in racehorses with metacarpophalangeal joint osteoarthritis. *Equine Vet.J.* 2010;41(9):859-864.
- Labens, R., Schramme, M. C., Robertson, I. D., Thrall, D. E., and Redding, W. R. Clinical, magnetic resonance, and sonographic imaging findings in horses with proximal plantar metatarsal pain *Vet.Radiol.Ultrasound.* 2010;51(1):11-18.
- Busoni, V., Heimann, M., Trenteseaux, J., Snaps, F., and 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(4):279-286.
- Sampson, S. N., Schneider, R. K., Gavin, P. R., Ho, C. P., Tucker, R. L., and Charles, E. M. Magnetic resonance imaging findings in horses with recent onset navicular syndrome but without radiographic abnormalities *Vet.Radiol.Ultrasound.* 2009;50(4):339-346.
- Gutierrez-Nibeyro, S. D., White, N. A., Werpy, N. M., Tyrrell, L., Allen, K. A., Sullins, K. E., and Mitchell, R. D. Magnetic resonance imaging findings of desmopathy of the collateral ligaments of the equine distal interphalangeal joint *Vet.Radiol.Ultrasound.* 2009;50(1):21-31.
- Dyson, S., Blunden, T., and 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(6):538-544.
- Werpy, N. M., Ho, C. P., and Kawcak, C. E. Magic angle effect in normal collateral ligaments of the distal interphalangeal joint in horses imaged with a high-field magnetic resonance imaging system *Vet.Radiol.Ultrasound.* 2010;51(1):2-10.