

Diplomamunka

Seres Nóra Zita

2020

Állatorvostudományi Egyetem
Sebészeti és Szemészeti Tanszék

Mellkasi MR vizsgálatok technikája és szerepe a napi klinikai betegellátásban

Készítette: Seres Nóra Zita

Témavezető: Dr. Kerekes Zoltán

VetScan Kisállat Diagnosztikai Központ

Tanszéki összekötő: Dr. Németh Tibor

ATE, egyetemi tanár, tanszékvezető, klinikai rektorhelyettes

Budapest, 2020

Tartalom

1.	Rövidítések jegyzéke	1
2.	Bevezetés	2
3.	Szakirodalmi áttekintés.....	2
3.1	Az MR története, működésének összefoglalása.....	2
3.2	Technika.....	5
3.2.1	Protokollok	6
3.2.2	A műtermékek kiküszöbölése.....	8
3.3	Szenzitivitas és specificitas	14
4.	Célkitűzések.....	15
5.	Anyag és módszer.....	15
6.	Eredmények, következtetések	18
6.1	Az MR felhasználás az állatorvosi gyakorlatban.....	18
6.1.1	Mellkasfal	18
6.1.2	Mediastinum	21
6.1.3	Tüdő parenchyma	23
7.	Összefoglalás	25
8.	Summary.....	26
9.	Irodalom.....	27
10.	Köszönetnyilvánítás.....	29
11.	Mellékletek	29

1. Rövidítések jegyzéke

BH:	Breath-hold
CT:	Computer Tomography
DWI:	Diffusion Weighted Imaging
FLAIR:	Fluid Attenuated Inversion Recovery
FOV:	Field Of View
FS:	Fat Saturated
FSE:	Fast Spin Echo
GE:	Gradient Echo
MR/MRI:	Magnetic Resonance Imaging
PDWI:	Proton Density Weighted Imaging
PROPELLER:	Periodically Rotated Overlapping Parallel Lines with Enhanced Reconstruction
SE:	Spin Echo
SPGR/fSPGR:	Spoiled Gradient Echo / ultrafast Spoiled Gradient Echo
STIR:	Short-tau Inversion Recovery
T1W/T2W:	T1/T2 súlyozott szekvencia
UTE:	Ultra-short Echo Time
TE:	Echo Time
TR:	Repetition Time
TSE:	Turbo Spin Echo

A dolgozatban megemlített szekvenciák rövidítéseit gyártó szerinti lebontásban az *2. táblázat* tartalmazza.

2. Bevezetés

Az MR vizsgálat állatorvosi területen jelenleg még nem széles körben alkalmazott vizsgálat, és a diagnosztikai sorban - részben az anyagi megfontolások miatt, részben azért, mert a graduális képzésben nem szereplő eljárás, így azt gondolom, az állatorvosok egy része nincsen teljes mértéken tisztában az általa nyújtott lehetőségekkel, illetve azért, mert igen speciális szakmai tudást igényel a megfelelő vizsgálat elvégzése és kiértékelése - nem szerepel vezető helyen. A diplomamunkámban azt szeretném bemutatni, hogy milyen lehetőségeket nyújt ez az eszköz a társállatok diagnosztikájában elsősorban a mellkas vizsgálatára koncentrálna, rávilágítani a technika erősségeire és gyengeségeire, valamint bemutatni, hogy milyen eszközökkel érhetjük el a legoptimálisabb felvételeket. A kutatási munkám alatt arra a meggyőződésre jutottam, hogy az MR kiváló eszköz lehet az állatorvosi munkánk elősegítésére; segíthet mind a mellkasban, mind a test egyéb részein lezajló kóros folyamatok diagnosztizálásában, az esetleges sebészi folyamatok megtervezésében, és a prognózis felállításában. Mindemellett viszonylag új, a mai napig folyamatosan kutatott, fejlődő ágazat, így a jövőben egyre inkább a mindennapi diagnosztika részévé válhat. A szakdolgozatomhoz a kutatást a VetScan Kisállat Diagnosztikai Központban végeztem Budapesten, Dr. Kerekes Zoltán vezetésével és szakmai felügyeletével.

3. Szakirodalmi áttekintés

3.1 Az MR története, működésének összefoglalása

A mágneses rezonancián alapuló képalkotás az 1950-es évek óta ismert, a mai napig kutatott és fejlődés alatt álló tudományág. Számos előnye van a CT vizsgálatokhoz képest, a legfontosabb az ionizáló sugárzás hiánya, amelynél rengeteg ismert káros hatással kell számolni. Emellett jó lágyszöveti kontrasztot ad, és vizsgálható az anatómián kívül a szövetek perfúziója, diffúziója és funkciója. Az erek kontrasztanyag beadása nélkül is ábrázolhatóak, amely vesebeteg páciensek esetén előnyt jelenthet. Hátránya a hosszú vizsgálati idő, illetve, hogy csontok leképezésére nem alkalmas, humán vonalon pedig további problémát jelenthet, hogy klausztrofóbiára hajlamos betegek számára komoly stressz egy MR vizsgálat.

Az MR készülékek működésének alapját a hidrogénatom mágneses tulajdonsága adja. A hidrogén, mint a víz összetevője nagy számban van jelen az emberi testben, szövetenként

azonban jelentősen eltér a víz mennyisége, ez alapján különülnek el a képen a különböző szövettípusok.

A hidrogén atom egy protont tartalmaz, amely a tengelye körül forog. Ezt a tengelyt a mágneses mező rendezi, magával azonos vagy ellenkező irányba. Vizsgálat során a mágneses mezőben lévő hidrogén atomokat rádiófrekvenciás hullámokkal gerjesztjük, amely hatására a protonok egy részében a tengely iránya megváltozik. Mikor a rádiófrekvenciát kikapcsoljuk, ezek a magasabb energiaszinten lévő protonok visszaállnak az eredeti állapotukba, miközben a felesleges energiát kisugározzák, ez az úgynevezett 'echo', ezt érzékeli a készülék. Kétféle relaxáció ismert: longitudinális és transzverzális relaxáció. Az előbbi a T1, míg az utóbbi a T2 megnevezést viseli. A T1 relaxációs idő általában folyadékokban hosszabb, mint a szilárd szövetekben, és rövidebb a zsírban, mint a zsírmentes elemekben. A T2 relaxációs idő jellemzően nagyjából tízszer rövidebb, mint a T1. Folyadékokban ez is hosszú, ideértve a különböző ödémás folyamatokat is, így ezek általában T2 súlyozott szekvencián világosabb megjelenésűek. Mivel a különböző szövetek eltérő víz és zsír mennyiséget tartalmaznak, más a relaxációs idejük, ezáltal a kiolvasás pillanatában más-más energiaállapotban lesznek. Megkülönböztetünk továbbá úgynevezett T2* relaxációt. A gyakorlatban a mágneses tér nem teljesen homogén, emiatt a T2 relaxációs idő - amely csupán a molekuláris interakciót veszi figyelembe - mindig hosszabb, mint amennyi valójában a protonok visszaállásához szükséges. A T2* tehát az az időkonstans, amely a mágneses inhomogenitások hatásai által befolyásolt, valódi relaxációt határozza meg.

Az MR által megjelenített kép fekete-fehér ábrázolású, ahol az adott képpont színét a gép által érzékelt visszaérkező jel intenzitása adja. Jelintenznek nevezzük, hogyha a beérkező jel intenzitása magas, ez a létrehozott képen fehér színnel jelenik meg. Alacsony jelintenzitású területeknél a megjelenítés sötét. Izointenz egy képlet, ha az intenzitása a környező lágyszövetekkel megegyező.

Az MR vizsgálat lényege tehát a protonok ismételt gerjesztése majd relaxációja, miközben minden ciklusban kiolvassuk a jelet egy adott pillanatban. A rádiófrekvenciás hullám kibocsátása és a visszasugárzott jel beérkezése között eltelt idő az úgynevezett 'echo time' (TE). A két rádiófrekvenciás pulzus között eltelt idő a 'repetition time' (TR). A síkok megnevezése az irányultságtól függ, feltételezve, hogy az állat tengelye párhuzamos a gép tengelyével, vagyis az állat dorzális vagy ventrális fektetésben fekszik. Dorzális síkról beszélünk, ha a grádiens ventrodorsalis irányú, sagittalis, ha a grádiens bal-jobb vagy jobb-bal irányú, és transzverzális, ha rostrocaudalis irányú.

A vizsgálati szekvenciák lehetnek T1 vagy T2 súlyozottságúak. T1 súlyozott szekvencia esetén mind a TE, mind a TR rövid, míg T2 súlyozásnál mindkét érték hosszabb. T1 súlyozott kép esetén részletgazdagabb, jobb anatómiai ábrázolást kapunk, azonban rosszabb kontrasztot ad. Magas jelintenzitású (a képen világosan ábrázolódik) a zsír, a vér, a fehérjedús folyadékok, alacsony jelintenzitású (sötétben ábrázolódik) minden egyéb folyadék (pl.: vizelet, CSF, ödéma). T2 súlyozásnál ezek a folyadékok magas jelintenzitásúak, a zsír pedig közepes jelintenzitású. T2, T1 súlyozott szekvenciáknál lehetőség van a zsír elnyomására is.

A leggyakrabban alkalmazott MR szekvenciák két fő csoportba sorolhatóak: lehetnek spin-echo (SE) vagy gradient echo (GE) felvételek. Az első csoport tagjai a spin-echo, a fast spin-echo és az ultrafast spin-echo felvételek, de ugyancsak ide tartozik a PDWI (Proton Density Weighted Imaging), amelyet rövidebb TE és hosszabb TR jellemez. Ez főleg az izom-csontrendszer vizsgálatára alkalmas. Az ilyen szekvenciával készített felvételen a hialinporc és az izom közepes jelintenzitású, míg a kollagénrostos porc alacsony jelintenzitást mutat. Szintén gyakran használt szekvencia a FLAIR (Fluid Attenuated Inversion Recovery), ami hasonló a T2-höz, azonban mind a TE, mind a TR igen hosszú. Ezáltal a normális gerincvelői folyadék alacsony jelintenzitásúvá válik, míg a patológiás folyamatok jelintenzek maradnak. Hasonló a STIR (Short-tau Inversion Recovery) amely egy zsírelnyomott szekvencia. Jól használható az izom-csontrendszer vizsgálatára, és érzékeny a különféle patogenitásokra. Humán diagnosztikában gyakran használt továbbá a DWI (Diffusion Weighted Imaging) amely a Brown-féle mozgáson alapul, és elősorban stroke kimutatására használják; már percekkel az infarktus után megjeleníthető vele az érintett terület, illetve elkülöníthető vele a nekrosis és a tályog. A másik csoport a gradient echo (GE) gyorsabb vizsgálati időt biztosít, azonban érzékenyebb az inhomogenitásra. (Shahzad and Mati, 2020) Ennek további változatai a spoiled GE, illetve az ultrafast spoiled GE.

A kapott kép különböző paraméterekkel jellemezhető. Az egyik fontos fogalom az MR képképzésben a FOV (field of view), ami az adott kép magasságát és szélességét jelöli, milliméterben kifejezve. Ez tehát azt határozza meg, hogy mekkora részt képezünk le a testen belül az adott szekvencia során. Jellemezhető a kép mátrixmérettel is, azonban ez nem konkrét távolságokat ad meg, hanem azt, hogy a mátrix oszlopai és sorai hány pixelből állnak össze. Általában a diagnosztikában 256x256 pixeles mátrixokat használunk. Ide tartozó kifejezés még a voxel, ami gyakorlatilag egy háromdimenziós pixel, mélységét a szeptesztvastagság adja meg. A FOV és a mátrix mind négyzet, mind téglalap alakú lehet, ennek megválasztása a leképezendő területtől függ (pl.: gerinc vizsgálatnál a téglalap alakú FOV jobban lefedheti a vizsgált régiót).

A FOV, a mátrixméret és a szeletvastagság együttesen határozzák meg a felvétel *térbeli felbontását*. Ez határozza meg, hogy a képalkotó rendszer milyen pontossággal képes leképezni és elkülöníteni két egymáshoz közeli kisméretű objektumot. Minél jobb a felbontás, annál közelebb lévő és kisebb területek ismerhetők fel. (Mai, 2018a)

3.2 Technika

Bár a mellkas elváltozásainak vizsgálatára a mai napig mind humán, mind állatorvosi területen a CT a vezető módszer, elsősorban a rövidebb vizsgálati idő, és egyéb kedvező tulajdonságai miatt, azonban az MR egyre inkább kezd feltűnni az alkalmazandó diagnosztikai lehetőségek között. Mivel a megfelelő módszereket és eszközöket csak az utóbbi évtizedekben kezdték kifejleszteni, így jelenleg még hiányos a megfelelő összehasonlító irodalom a két terület között. Mindig az adott esetet figyelembe véve kell mérlegelni a választást. Az MR a CT-vel ellentétben pontos anatómiai képet ad a légyszövetekről, segítségével egzaktul meghatározhatóak egyes elváltozások határai, a környezet érintettsége, leképezhetőek vele a különböző gyulladásos folyamatok, és rengeteg további diagnosztikai lehetőséget ad. A légyszöveti képletek mellett vizsgálható vele a központi idegrendszer, az ízületek, az izmok, a légző- és emésztőrendszer, és bizonyos csontos elváltozásokban is megfelelő diagnosztikai eszköz lehet. Nem elhanyagolható előnye a mágneses rezonancia képalkotásnak, hogy nem alkalmaz ionizáló sugárzást, így nem rendelkezik olyan egészségkárosító tulajdonságokkal, mint a CT vagy a röntgenvizsgálatok, tehát csökkenthető mind a páciens, mind a személyzet sugárterhelése.

Az MR vizsgálat kivitelezése a mellkas területén három fő nehézségbe ütközik: a tüdő parenchymája fiziológiás esetben levegővel telített, amely az MR számára jelhiányos közeg, így a vizsgálat során egységesen feketén ábrázolódik, a benne lévő szövetek méretük miatt önmagukban nem leképezhetőek. Az emberi mellkasban nagyjából 800 g tömegű szövet helyezkedik el 4-6 liter térfogatú térben, illetve különböző levegő-szövet és levegő-folyadék határokat foglal magába, amelyek tovább rontják a kép minőségét. (Raptis et al., 2019) A légzőmozgások képéletlenséggel járnak, illetve a szív mozgása - továbbá a benne, és a nagyobb erekben lévő vér áramlása - szintén különböző műtermékek kialakulását okozza. Ezek a problémák azonban megfelelő mértékben kiküszöbölhetőek, így a megfelelő technikák alkalmazásával jól diagnosztizálhatóak vele a tüdő parenchymában, a mediastinumban, illetve a mellkasfalban zajló patológiás folyamatok.

A mellkas vizsgálatára különböző protokollok léteznek mind humán, mind állatorvosi területen - ezekre később részletesen kitérek, - vannak azonban általános ajánlások, amelyeket érdemes betartani. A beteg testméretét figyelembe véve válasszunk tekercset: nagytestű kutyákhoz használhatunk teljes test, vagy mellkas tekercset, kisebb kutyáknál előnyösebb a fej-, vagy végtagtekercsek alkalmazása. Ha egy adott, kisebb területre vagyunk kíváncsiak, célszerű lehet a felületi tekercs választása. Érdemes nagy FOV-val dolgozni, és nagyjából 5-7 milliméteres szeletvastagságot választani. Ez a méret bár elrejtethet egyes, ennél kisebb gócot, azonban megfelelő mértékben lerövidíti a vizsgálathoz szükséges időt, ennél kisebb primer gócok keresésére pedig alkalmazhatunk CT eljárást.

3.2.1 Protokollok

A mellkas vizsgálatára humán területen rengeteg különböző protokollt találhatók, melyek részletes leírást adnak a vizsgálat menetéről, a használt szekvenciákról, technikákról a beteg életkorát és az elváltozás típusát figyelembe véve. Én ezek közül egyet kiválasztva, azon keresztül mutatnám be egy mellkasi MR protokoll általános felépítését. (J Biederer et al., 2011)

A mellkasi vizsgálatok fő alapjainak az alábbiakat tekintik: gyors szekvenciák, légzésvisszatartáson alapuló technológia, magas térbeli felbontás, rövid TE. Az általuk használt gép egy Siemens MAGNETOM, amely szoftvere beépítve tartalmaz több vizsgálati panelt a test különböző területeinek vizsgálatára. A mellkas régiójának vizsgálatára rendelkezik egy általános rutin panellal, egy légzési mechanikát vizsgálóval, egy nem kooperatív betegek esetén alkalmazhatóval, egy a tüdőbeli szövetszaporulatok diagnosztikájára optimalizált és egy érrendszeri és perfúziós vizsgálati panellal. Egyszerű vizsgálat esetén a vizsgálati idő nagyjából 15 perc, kontraszt használata esetén 20 perc, és még a legösszetettebb perfúziós vizsgálatok során is legfeljebb 30 perc a beteg gépben töltött ideje.

Az általános rutin panel a jellemző betegségek és elváltozások nagy részét lefedi: megfelelően vizsgálható vele pneumónia, atelectasia, különböző gócok és szövetszaporulatok, mediastinalis szövetszaporulatok, cysticus fibrosis, tuberkulózis, interstitialis tüdőbetegségek és akut tüdőembólia. A tüdőben található gócok esetén a szenzitivitása 80-90% feletti 4 mm-nél nagyobb elváltozásoknál, és 100% amennyiben a góc mérete meghaladja a 8 mm-t. Az általános rutin panel négy szekvenciából áll: az első egy T2 súlyozott corona ultrafast spin echo (single-shot half-Fourier TSE), amely az infiltrátumok kimutatására alkalmas. Ezt követi egy T1 súlyozott ultrafast gradient echo (VIBE 3D-GRE), melynek erőssége a különböző nodulusok, gócok kimutatása. Ez a két vizsgálati elem egy-egy légzésvisszatartási periódus alatt elvégezhető. Ez után következik egy corona balanced GE (TrueFISP) szabad légzés mellett. Ez

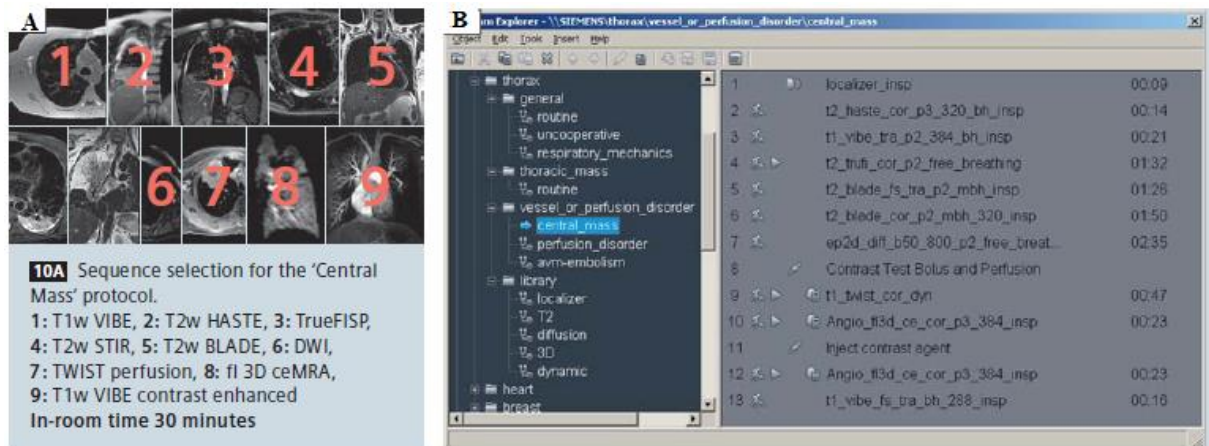
a szekvencia kiváló a tüdőmozgás és a szív működés vizsgálatára, illetve mivel a központi pulmonáris erek megjelenítésére is alkalmas, embolus jelenlétét is vizsgálhatjuk. Az utolsó szekvencia egy mozgás-kompenzált corona T2 súlyozott TSE (BLADE), mellyel ábrázolhatóak a mellkasfalat érintő, illetve a mediastinumban helyeződő térfoglaló képletek, ciszták, nyirokcsomók.

Az általános rutin egyik variánsa a légzési mechanika panel, melyben egy további corona sorozatot illesztünk a rekeszre, és 3 kép/mp gyakorisággal vizsgáljuk azt szabad légzés közben. Egy utolsó, légzésvisszatartásban végzett transverzális zsírelnyomott T2 súlyozott TSE segít a megnagyobbodott nyirokcsomók és a csontrendszer elváltozásainak megjelenítésében. Egy másik variáns az úgynevezett 'uncooperative' panel, amely olyan betegek vizsgálatára szolgál, akiknél nehezen vagy egyáltalán nem kivitelezhető a légzés visszatartása. Ebben a protokollban a T2 súlyozott TSE (BLADE) szekvenciát légzésvisszatartás helyett légzés-triggerelt módon futtatják, ez nagyjából 10 perccel növeli meg a vizsgálati időt.

A másik fő panel a tüdőbeli szövetszaporulatok kimutatására szolgál. Ez az alap protokoll szekvenciáit tartalmazza, illetve azon felül légzésvisszatartásban végzett kontrasztos zsírelnyomott 3D-GRE (VIBE) szekvenciát coronalis és transverzális síkban. A vizsgálati idő lerövidítésének érdekében a transversalis zsírelnyomott T2W TSE (BLADE) kimarad ebből a panelből, ezáltal nagyjából 20 percre redukálódik a hossza. Ennek a protokollnak az indikációi: carcinoma, vasculitis, mediastinális szövetszaporulat, mediastinitis, illetve a pleura elváltozásai.

Az erek és a perfúzió vizsgálatára szolgáló panel 3 fő részből áll: van egy központi szövetszaporulatok vizsgálatára szolgáló variáns, egy perfúziós variáns, és egy külön opció embolus jelenlétének vizsgálatára. A panel használatának indikációi: pulmonaris embolus, arterio-venosus malformáció, szekvesztráció, tüdő artéria aneurisma, illetve bármilyen egyéb, a tüdő ereit érintő elváltozás. Ebben a panelban a fő szekvencia egy T1 súlyozott 3D spoiled GE (FLASH) angiográfia. Három légzésvisszatartásos felvétel készül: egy a kontraszt beadása előtt, a másik kettő utána - ebből az egyik a pulmonáris artériából, a másik az aortából származó jel csúcsának időpontjában. A kontrasztanyagot 0.1 mmol/ kg dózisban, 5 ml/s sebességgel kell a páciensbe juttatni, majd 20 ml nátrium-klorid oldat bolus követi. A vizsgálat végeredménye 4D formában kerül rögzítésre (3D + időkomponens) melynek megtekintésére és kezelésére külön alkalmazás áll rendelkezésre. Egyes elváltozások - például egy akut tüdőembolus - sürgősségi besorolás alá esnek, az ezek vizsgálatára szolgáló variáns csupán 4 szekvenciából áll. A vizsgálati idő így maximum 15 perc, amely beilleszthető a napi vizsgálatok közé

különösebb csúszás nélkül. A variáns első eleme egy balanced GE (TrueFISP) szekvencia, amely gyakran elegendő a diagnózis felállításához, így ezzel akár 60 másodperc alatt megállapítható az embolus jelenléte. A központi szövetszaporulatok vizsgálatára szolgáló variáns a legszélesebb körű vizsgálat (1. ábra): ebben a 11 eddig említett szekvenciából 9 megtalálható, ezáltal vizsgálathatóak vele a központi szövetszaporulatok, és azok érrendszeri érintettsége is. Ez a széleskörűség megnövekedett vizsgálati idővel jár, ilyenkor 30 perc a várható hosszúság.



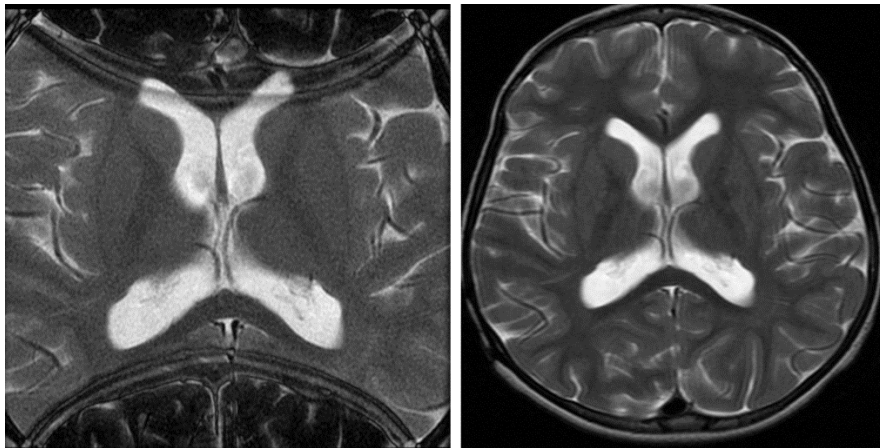
1. ábra: A központi szövetszaporulatok vizsgálatára szolgáló szekvenciák ábrája (A), illetve listája a Siemens szoftverében (B)

A humán protokollokra néhány további példa a mellékletben csatolmányként van feltüntetve.

3.2.2 A műtermékek kiküszöbölése

Az MR vizsgálat során különböző műtermékek jönnek létre, amelyek megnehezíthetik a diagnosztikát, ezeket azonban a megfelelő ismeretek birtokában megszüntethetjük, csökkenthetjük, megváltoztathatjuk az irányukat, sőt bizonyos esetekben még hasznunkra is fordíthatjuk (erre jó példa, hogy a T2 szekvencia érzékeny a mágneses szuszceptibilitásra, így látványosabban kimutatja az intracranialis vérzéseket). A műtermékek származhatnak az MR gép működéséből és a szoba árnyékolásából, a páciens mozgásából és a fiziológiai folyamatokból, a szöveti heterogenitásból és idegen testekből, illetve a szekvenciák sajátosságaként. Az MR működéséből származó legfontosabb műtermékek a következők: spike (vagy Herringbone) műtermék, zipper műtermék, aliasing (vagy wrap-around) műtermék. Spike [tüske] műtermékről beszélünk, amikor valamilyen jelzavaró tényező, vagy hibás adatpont van a k-térben. Ilyenkor egymástól egyenlő távolságra lévő fekete „tüskék” jelennek meg a felvételen. A zaj távolsága a k-tér középpontjától meghatározza a tüskék irányultságát,

és a közöttük lévő távolságot. Zipper [cipzár] műtermék akkor jelentkezik, mikor elektromágneses energia jut a vizsgálóhelyiségbe a vizsgálat alatt. Ez előfordulhat abban az esetben, ha a helyiség ajtaja nincs rendesen bezárva, amennyiben a szoba árnyékolása nem megfelelő, vagy ha valamilyen elektronikus eszköz (pl. mobiltelefon) marad bent a vizsgálat ideje alatt. Aliasing, vagy wrap-around műtermék abban az esetben keletkezik, amikor a FOV kisebb, mint a vizsgálat alatt álló testrész. (2. ábra; (Bashir, n.d.)) Ilyen esetben a testnek azon része, amely a vizsgálati területen kívül esik átvetül a kép túloldalára. (Zhuo and Gullapalli, 2006)



2. ábra: Wrap-around műtermék axiális T2 felvételen, illetve a műtermék hiánya a fázis és a frekvencia irányának megváltoztatása után.

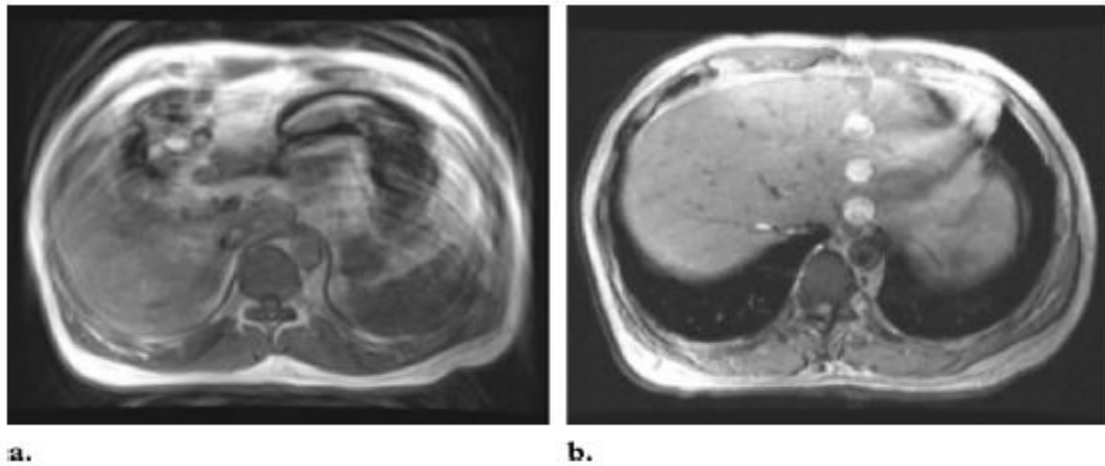
Fontos kiemelni, hogy a képalkotó diagnosztikában nem a kép „szépsége”, hanem a funkcionalitás a fő szempont, így a műtermékek megszüntetése nem mindig elsődleges fontosságú, amennyiben a vizsgálandó területre nem vetülnek.

3.2.2.1 A levegő leképezhetősége

A levegő, mint hidrogénatomokban szegény tér MR vizsgálattal nem leképezhető. A tüdőben élettani állapotban igen nagy teret tesz ki a légcserében részt vevő levegő, míg a szövetek mennyisége a parenchymában csekély, mérete miatt nem megjeleníthető. Emiatt a képalkotás során a fiziológiás légterület feketén ábrázolódik, a benne lévő szövetek nem láthatóak. Ez azonban a diagnosztikában annyiban elhanyagolható probléma, hogy amennyiben a mellkason belül kóros folyamatok játszódnak, az alveolusokban a levegő helyét más tartalom (pl. folyadék) veszi át, vagy azok összenyomódnak, így atelectasiássá válnak. Az így létrejött légtelen, esetleg folyadékkal telt területek, illetve a kóros szövetszaporulatok az MR számára jól leképezhető konzisztenciájúak, így megjeleníthetőek.

3.2.2.2 Mozgási és áramlási műtermékek

Az MR vizsgálat során létrejövő mozgási műtermékeket három fő csoportba sorolhatjuk: a páciens mozgása, makroszkópikus és mikroszkópikus mozgások. A makroszkópikus csoportba tartoznak a szemmel is érzékelhető elmozdulások, mint például a például a szív mozgása, a légzőmozgások (3. ábra), a gastrointestinális traktus mozgása, illetve a nagyobb erekben történő véráramlás. (Zhuo and Gullapalli, 2006) Mikroszkópikus, szemmel nem látható mozgás például a kapillárisokban történő véráramlás, illetve a különböző diffúziós folyamatok.



3. ábra: Mozgási műtermék.

(a) Hasi felvétel légzésvisszatartás nélkül. (b) Hasi felvétel a levegő visszatartásával. A látható műterméket a szívmozgás okozza

A különböző mozgási- és áramlási műtermékek kiküszöbölésére több módszer használatos mind a humán, mind az állatorvosi diagnosztikában:

A páciens mozgását az állatorvosi gyakorlatban az általános anesztézia alkalmazása nagymértékben csökkenti, elsősorban a megfelelő stabilitás elérése a cél a fektetés során, különböző párnák és pántok segítségével. Érdekes lehet különösen fájdalmas ortopédiai elváltozások (pl. csípődiszplázia) esetén a fektetést ennek tudatában megválasztani, hiszen a folyamatos fájdalom miatt az altatás problémássá válhat, a beteg légzésszáma megnőhet, hajlamosabbá válhat a felébredésre.

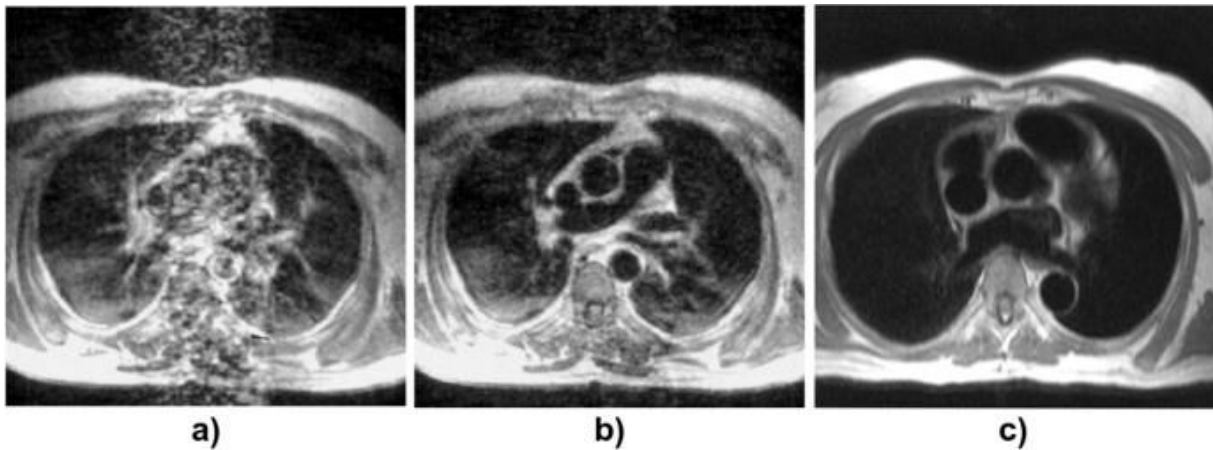
A légzőmozgások során a mellkas térfogata megváltozik, a benne helyeződő szervek pozíciója módosul. Az ebből fakadó életlenséget vagy a mozgás megszüntetésével küszöbölhetjük ki, vagy azzal, hogyha a légzés üteméhez szinkronizáltan mindig egy adott pozíció pillanatában futtatjuk a vizsgálati szekvenciákat. Az előbbi módszer a levegő visszatartásán vagy légzés leállításán alapul. Az MR vizsgálatához szükséges idő hosszát tekintve ez nem kivitelezhető egy teljes szekvencia lefutásáig, azonban rövid szakaszokra

bontva a vizsgálatot megoldható - ez az úgynevezett ultragyors pulzus szekvencia használatát jelenti, amelyek nagyjából 20 másodperces apnoés szakaszokat igényelnek. Állatorvosi gyakorlatban ennek a technikája az anesztézia alatt álló állat hyperventillációja mesterségesen egy rövid ideig, ami átmeneti fiziológiás légzéskimaradáshoz vezet. Ez a módszer meglehetősen biztonságosan alkalmazható, hiszen a szaturáció csökkenésével a légzési reflex ismét működésbe lép. A kutatásom alapján az állatorvosi gyakorlatban ez az egyetlen jól használható technika, melynek részletes módszertanára később, az 'Anyag és módszer' fejezetben térek ki. Egy másik lehetőség az úgy nevezett '*respiratory gating*', ami humán területen bevett módszer, melyben egy mellkaspánt érzékeli a légzőmozgást, és a gép ehhez szinkronizálja a vizsgálatot - általában a kilégző mozgás végén kivonva az információt -, ennek használata az állatorvosi területen azonban sajnos korlátozott. Az állatok anatómiai sokfélesége, az eltérő testfelépítés okaként a gyakorlatban ezek az érzékelők nem tudnak olyan kielégítő eredményeket hozni, mint a humán diagnosztikában. Szintén a légzési ciklus érzékelésén alapuló módszer az úgynevezett fázis-újrarendezés, amikor a gép a teljes légzési ciklus során folytatja a vizsgálatot, az információt azonban az alapján veti össze és rendezi, hogy az adott pillanatban melyik pozícióban volt a mellkas. Ez ugyan nem jár jelentős vizsgálati idő növekedéssel, így optimális lenne, azonban nagy mértékben támaszkodik a légzési pánt adatainak pontosságára, ami a fent említett okok miatt az állatorvosi területen nem kielégítő. Szintén csökkenthető a légzőmozgás okozta élettenség, hogyha úgy fektetjük a vizsgálati alanyt, hogy a vizsgált terület ventrálisan essen, ezáltal a test súlya okozta nyomás a tüdő ezen oldalára esik, a mozgástartomány csökken. Problémát okozhat azonban ezen esetben a hosszú ideig egy oldalon fekvő állat tüdejében fiziológiásan is előforduló atelectasia megkülönböztetése a kórostól, illetve amennyiben a tüdőben patológiás folyamatok zajlanak, a tüdő funkciója egyébként is károsodhatott, ez a módszer pedig tovább csökkenti az adott terület oxigéncserélő képességét.

Humán területen megjelentek további technikák, amelyek egyelőre nem átültethetőek az állatorvosi gyakorlatba, a jövőben azonban segíthetik az MR diagnosztika optimalizálását ezen a területen is. Az egyik ilyen tanulmány az úgynevezett HFPV® (High Frequency Percussive Ventilation) technikát mutatja be. (Beigelman-Aubry et al., 2017) Ennek lényege, hogy pozitív nyomással kis térfogatnyi levegőegységeket juttatunk a páciens mellkasába egy arcmaszkon keresztül, a nyomás és a frekvencia állítható. Ezzel megnövelhetjük a normál légvétel hatékonyságát, sőt akár teljesen át is vehetjük annak funkcióját. A gép pneumatikus elven működik, így az elektromágneses tér nem zavarja meg a működését. A biztonság érdekében a

gép nyitott körön csatlakozik a pácienshez, és a légfúvóka a mellkas befogadóképességének megfelelően állítja az értékeket. Amely pillanatban ez alacsonyabb, a gép kisebb térfogatú levegőegységeket juttat be nagyobb nyomással, mikor a befogadóképesség megnő, a befecskendezett levegő térfogata nő, a nyomás alacsonyabb. Amennyiben az intrapulmonáris nyomás túlságosan megnőne, a kilégzőnyílás megnyílik, így elkerülhető a túlnyomás elérése. Ezzel a technológiával elérhető, hogy a beteg oxigenizációja megnőjön, hosszabb, apnoe szerű mellkas immobilizáció válik kivitelezhetővé. A kísérlet során átlagosan 8 perc 13 másodperc mellkasstabilizációt értek el, tudomásunk szerint ez a leghosszabb periódus, amelyet mellkasi MR vizsgálat során értek el. A tanulmányban csupán két páciens vett részt: egy egészséges önkéntes, és egy ismert thymus elváltozással élő beteg. A résztvevők visszajelzése alapján a módszer jól tolerálható éber páciensek esetén is.

A szív esetén egyértelműen nem merülhet fel megoldásképp a mozgás beszüntetése, az legfeljebb korlátozott mértékben csökkenthető a szívfrekvencia gyógyszeres csökkentésével - ez azonban a mellékhatások lehetősége miatt nem feltétlenül optimális -, így elsősorban az általa létrehozott életlenség minimalizálására kell törekedni. Humán gyakorlatban jól kivitelezhető az EKG-szinkronizált mellkasvizsgálat, amely során a vizsgálati szekvenciák rövid szakaszokban futnak, a szívciklus megfelelő pontjain, ezáltal csökkentve a műtermékek kialakulását. A vérkeringéssel kapcsolatosan nem csak a szív mozgása okoz műterméket, hanem az erekben áthaladó vér is (4. ábra). (Babu-Narayan et al., 2018) Ez kétféle műterméket okozhat: egyrészt azon a szeleten, ahol a vér először belépett a látótérbe egy jelintenzitás-emelkedést fog okozni, világosabban fog megjelenni a képen a vér ezen a területen. Ezen kívül létrejön egy úgynevezett 'phase-encoded motion artifact', ami az egész látótérre kiterjed, szellemképet okoz esősorban a jelkiolvasás irányában, általában a rövidebb tengely mentén. (Ali et al., 2020)



4. ábra: Áramlási műtermék spin echo felvételen, a szív felett elhelyezkedő nagy erek következtében.

Az a) és b) felvételek egyszerű spin-echo szekvenciával készültek, a sistole (a) és a diastole (b) pillanatában. c) HASTE szekvenciával készült felvétel.

Használhatóak a mozgások korrekciójára különféle MR navigátorok, amelyek működésének alapja, hogy a képalkotás folyamata közben ultragyors navigátor szekvenciák is lefutnak, ezek által pedig meghatározhatóak egyes szervek pozíciói. Ez a navigáció történhet a k-térben vagy az elkészült kép terében, valamint lehet egy-, két- vagy háromdimenziós. Mivel ez a technológia is valamivel növeli a képalkotás idejét, a gyakorlatban elsősorban az egy- vagy kétdimenziós változatot szokták alkalmazni. A navigáció lehet retrospektív (a már megszerzett adat korrekciója) vagy prospektív (a képalkotás igazítása a páciens pozíciójához). (Zaitsev et al., 2015)

A mozgási műtermékek kiküszöbölésére továbbá megfelelő módszer az erre optimális szekvenciák kiválasztása, amely azért is előnyös, mert nem feltétlenül igényes speciális eszközöket, így az állatorvosi gyakorlatban az egyik legfontosabb technika. Egy 2013-as tanulmányban (Manley et al., 2013) azt vizsgálták, hogy a kutyák hasüregének vizsgálatára melyik szekvenciák a leginkább és a legkevésbé alkalmasak. Noha a tanulmányban hasüregi vizsgálatokról van szó, a régióban jelen lévő mozgási műtermékek a mellüregi vizsgálatokhoz hasonlóan legfőképp a légzőmozgásból fakadnak, a megoldandó problémák tehát hasonlóak a két területen. 10 kutya vizsgálatát végezték el, mindet ugyanazon 16 szekvencia felhasználásával, majd a kapott eredményeket négy elbíráló osztályozta egy hét pontos skálán. Ezen kutatás során is megfigyelhető volt, hogy a légzés leállítását hatékonyabbnak bizonyult a mozgás kiküszöbölésére, mint a használt légzés-navigált vizsgálatok. A tanulmányban - hasonlóan az általunk tapasztaltakhoz - a turbo spin-echo és a spoiled gradient echo szekvenciák bizonyultak a legideálisabbnak a mozgás kiküszöbölésére.

Meg kell továbbá jegyezni, hogy egy diagnosztikai vizsgálat során a keletkezett műtermékek csupán akkor jelentenek problémát, hogyha az elváltozást mutató területre esnek, így elfedve azt. Amennyiben megváltoztatjuk a jel kiolvasásának irányát, megváltoztathatjuk a keletkező műtermékek irányultságát is, így láthatóvá téve a számunkra érdekes területeket.

3.3 Szenzitivitás és specificitás

A mágneses rezonancia képalkotás eredményességét a mellkasi elváltozások diagnózisában az orvosi területen több kutatás is számszerűen, statisztikai adatokkal alátámasztja. Egy, az *European Journal of Radiology* folyóiratban publikált cikkben (Meier-Schroers et al., 2016) a T2 súlyozott TSE és a T2 súlyozott PROPELLER technikát (Periodically Rotated Overlapping Parallel Lines with Enhanced Reconstruction, vagy MultiVane; MV) hasonlították össze az alacsony-dózisú CT (LDCT) vizsgálatok pontosságával. A vizsgálatban 30 fő vett részt, egy tüdőszűrő program keretében. A páciensek mind 50 és 70 év közöttiek voltak, legalább 10 éve aktív dohányosok, akik minimum 25 éve napi 15 szál, vagy 30 éve napi 10 szál cigarettát szívnak el. Az MR és a CT vizsgálatok között maximum egy hét telt el. Az eredményeket két személy értékelt ki. A turbo spin-echo felvételek kilégzéskori légzésvisszatartással, a MultiVane felvételek pedig szintén kilégzéskor, de légzés-szikronizációban készültek. A 4-8 mm méretű gócok esetén a TSE szenzitivitása 50-52,9%, a specificitása 76,2-77,8% volt. A MultiVane esetén a szenzitivitás 55,9-58,8%, a specificitás pedig 83,3-94,1% között alakult. A 8 mm-nél nagyobb gócok tekintetében a TSE szenzitivitása 100%, a specificitása 95,8% volt, míg a MultiVane szekvencia szenzitivitása és specificitása is 100% volt. A LDCT által talált 34 darab 4-8 milliméteres gócból a TSE szekvencián 17, illetve 18, míg a MultiVane szekvencián 19, valamint 20 darabot fedezett fel a két elbíráló személy. A 7 db, 8 milliméternél nagyobb góc egyaránt látható volt valamennyi vizsgált módszerrel.

Egy másik tanulmány (Ohno et al., 2018) további, részletes adatokkal szolgál a különböző MR és CT vizsgálatok specificitási és szenzitivitási értékeiről. Az általuk vizsgálat esetek alapján azt találták, hogy a mellkas vizsgálatára az ultra-short echo time (UTE) szekvencia a legmegfelelőbb, amelynek a standard vagy csökkentett dózisú CT vizsgálattal összehasonlított szenzitivitása, valamint a fals pozitív diagnózis/eset értéke nagyjából megegyezik.

1. táblázat: A CT és az MR tulajdonságainak összehasonlítása

	szenzitivitás	fals pozitív / eset
Standard dózisú CT	93,4 %	0,42
Csökkentett dózisú CT	93,0%	0,50
UTE MR	93,0%	0,44

Egy, a Clinical Imaging szaklapban publikált tanulmányban (Ali et al., 2020) a HASTE MR szekvencia és a mellkasi röntgenvizsgálat összehasonlítását végezték el. 2014 április és 2016 május között 287 páciens vizsgálták, a férfi-nő arány 65,2%-34,8% volt. Minden résztvevőn elvégezték mind a röntgen, mind a mágneses rezonancia vizsgálatot, átlagosan 1 nap, de legfeljebb 7 nap eltéréssel. A tüdőszövetben található góccok vizsgálatokor hozzávetőlegesen megegyező eredményeket tapasztaltak, az MR szenzitivitása és a specificitása is 93% volt.

4. Célkitűzések

A diplomamunkám és a végzett kutatás célja az, hogy bebizonyítsam azt a tézist, miszerint a mágneses rezonanciás vizsgálat alkalmas az állatorvosi diagnosztika segítésére nem csak a központi idegrendszer és az ízületi rendszer betegségei, hanem a mellkas elváltozásai során is. Ennek igazolására a kutatás során megismertem a mágneses rezonancián alapuló képalkotás szakirodalmi hátterét a humán diagnosztika területén, illetve annak hasznosíthatóságát az állatorvosi területen. A dolgozatomban összefoglalom ezen kutatások eredményeit, leírom az általunk használt módszereket és annak eredményességét, illetve bemutatom néhány, általunk vizsgált eseten keresztül a mellkasi MR gyakorlatban való hasznosítását. Szintén célja a munkámnak, hogy egy összefoglaló útmutatót hozzak létre a mellkasi MR vizsgálatával kapcsolatban.

5. Anyag és módszer

A diplomamunkám elkészítését a Vetscan Kisállat Diagnosztikai Központban végeztem Budapesten (1044 Budapest, Megyeri út 53.). A vizsgálatok elvégzésére egy 1,5 T erősségű, a General Electric (GE) Inc. által gyártott Signa Explorer 1.5 T Twin Speed MR gépet használtunk. A Központban 2016 áprilistól 2020 októberéig 96 betegen végeztek MR vizsgálatot a mellkasi régióról, ebből négy páciens 2016-ban, tizenkilenc 2017-ben, huszonhét 2018-ban, huszonkilenc 2019-ben, tizenhét beteg pedig 2020-ban esett át ezen a vizsgálaton.

A vizsgált betegek érkezésekor megtörtént az adatok felvétele, az esetleges korábbi kórlapok és vizsgálati eredmények átvétele, és egyes eseteknél (amennyiben a mellkas mellett a központi idegrendszer vizsgálatára is igény volt) egy egyszerűsített fizikális idegrendszeri vizsgálatot végeztünk el. A páciensekbe a vizsgálat megkezdése előtt vénakanült helyeztünk. Ezen keresztül az anesztéziát propofolos indukcióval kezdtük meg, majd intubáltuk. A beteget a gépbe fektettük a vizsgált terület alapján kiválasztott fektetésben, rögzítettük, altatógépre kötöttük és infúziós kezelésben részesítettük. Az anesztézia fenntartása isoflurannal történt.

A korábban említett, a légzőmozgás kiküszöbölésére alkalmas technikák közül a gyakorlati tapasztalat alapján állatorvosi gyakorlatban csak a légzőmozgás szabályozása, átmeneti beszüntetése az egyetlen járható út, így ezt a protokollt követtük a vizsgálatok során. Az egyéb technikák az anatómiai és élettani sajátosságok alapján csupán elméleti jelentőségűek az állatorvosi gyakorlatban. Ez a módszer azt foglalja magában, hogy az állatot az isofluranos inhalációs altatásban az aneszteziológus mesterségesen hyperventilláltatja, amit követően egy természetes, körülbelül 30-40 másodperc hosszú apnoés szakasz áll be. A vizsgálati szekvenciát ilyenkor ennek megfelelő hosszúságú egységekre kell bontani, és azokat az apnoés szakaszokban lefuttatni, így a teljes szekvencia gyakorlatilag légzőmozgás okozta műtermékképződés nélkül elvégezhető. Ezáltal ugyan megnő a vizsgálatához szükséges idő, azonban jó minőségű felvételek készíthetők ezzel a módszerrel.

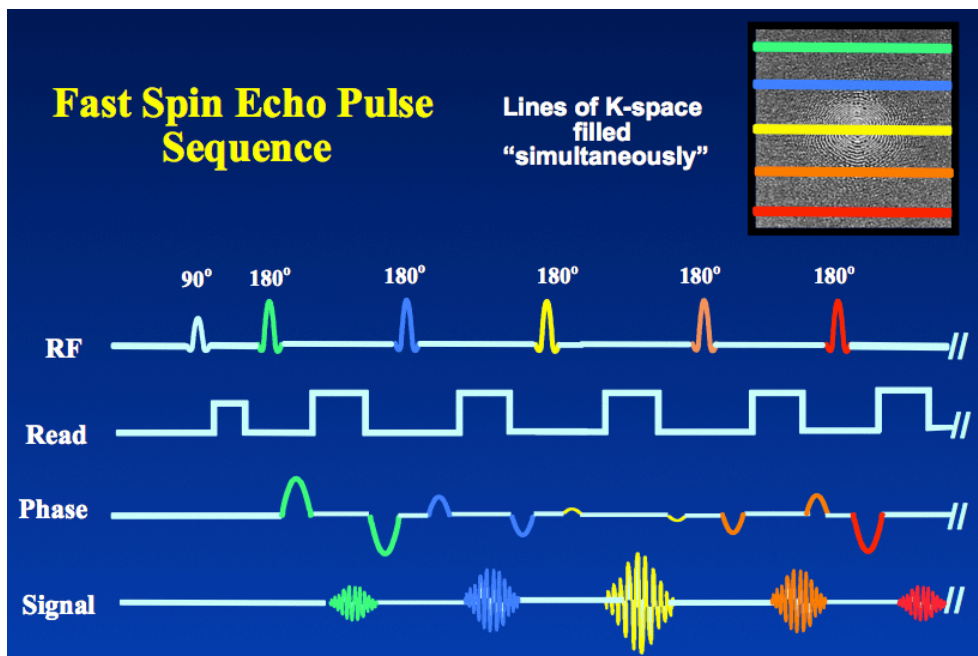
A mellkasi vizsgálatok során az általunk jellemzően használt szekvenciák voltak: T1 vagy T2 súlyozott Fast Spin-Echo (FSE) és a Spoiled Gradient-Echo (SPGR), illetve az Ultrafast Spoiled Gradient-Echo (fSPGR). Ezeket általában dorsalis, sagittalis és transversalis síkban is elkészítjük, amennyiben bármilyen elváltozás tapasztalható, illetve pre-, és postcontrast felvételek készülnek.

A Fast Spin-Echo szekvencia működésének a lényege, hogy míg egy egyszerű Spin-Echo szekvenciánál először egy 90° -os, majd egy 180° -os pulzussal gerjesztjük a protonokat, majd kiolvassuk az így keletkezett „visszhangot” (echo). Az FSE szekvenciánál ezzel szemben egy sorozatnyi 180° -os refókuszáló hullám követi az egyszeri 90° -os pulzust, így a k-tér több szakasza egyszerre telik be, ezáltal a vizsgálati idő lényegesen rövidül (5. ábra).

A Gradient Echo abban különbözik a Spin echo felvételektől, hogy az alkalmazott szög kisebb, mint 90° , és egyetlen pulzust használunk, ezt nem követi egy 180° -os refókuszáló hullám. Ez a kis szögű elmozdulás gyorsabb visszaállással jár, így rövidül a TR/TE, és ezáltal a vizsgálati idő is. Az alkalmazott szög (α) határozza meg azt is, hogy a kép T1 vagy T2

súlyozott lesz. Alacsony α értéknél T2 súlyozott, míg magasabb α értéknél T1 súlyozott lesz a szekvencia. A Spoiled Gradient-Echo esetében a 'spoiling' kifejezés arra vonatkozik, hogy megszakítsuk azokat a térbeli koherenciákat, amelyek a GE során ciklusról ciklusra perzisztálhatnak. Ennek 3 módja lehet: hosszú TR idő - így a transzverzális magnetizáció magától megszűnik -, grádiens alkalmazása, vagy rádiófrekvencia alkalmazása. (Elster, n.d.)

Az Ultrafast Spoiled Gradient-Echo (sSPGR) jellemzője az alacsony α érték és rövid TR, amelyek által igen rövid vizsgálati időt lehet elérni (akár 1 szelet/mp). A hátránya, hogy a megadott értékek miatt gyenge T1 súlyozottságot kapunk. Amennyiben szeretnénk a T1 súlyozottságot megőrizni, egy 180° -os inverziós pulzust alkalmazva a szekvencia előtt előkészíthetjük a mágneses polarizációt. T2 súlyozott szekvencia esetén egy 90° és egy 180° pulzus kell a szekvencia előkészítéséhez.



5. ábra: A Fast Spin Echo szekvencia bemutatása (Elster, n.d.)

A vizsgálatok során a képalkotó szekvenciákat, a vizsgált területeket és a vizsgálati síkokat a talált elváltozásoknak megfelelően esetenként módosítottuk. A diagnosztika során használt kontrasztanyag a Clariscan 0,5 mmol/l oldatos inj. (20ml), amely a GE Healthcare által forgalmazott gadotersav hatóanyagú készítmény, ezt intravénásan juttatunk be a vénakanülön keresztül.

A vizsgálati eredményeket a VetScan Kisállat Diagnosztikai Központ orvosai értékelik ki, majd erről részletes lelet készül az elváltozások pontos leírásával, és esetenként csatolt képekkel, amely segít a kezelőorvosnak a további beavatkozások megtervezésében, illetve a

kórkép helyeződésének és méretének pontosabb megismerésében. A páciensek további ellátását, vagy a megfelelő szakellátásra való beutalását a beküldő állatorvos végzi.

6. Eredmények, következtetések

Az alábbiakban a mágneses rezonancián alapuló vizsgálatok állatorvosi területen történő felhasználásának bemutatása következik. Az egyes egységek végén a VetScan Kisállat Diagnosztikai Központban diagnosztizált eseteken keresztül szemléltetem, hogy az MR vizsgálatok létjogosultsága a mindennapi állatorvosi munkában nem csupán elméleti, hiszen több éve vizsgálnak sikeresen mellkasi folyamatokat, segítve ezzel a kóros folyamatok megállapítását és kezelését, illetve az egyes sebészeti eljárások pontosabb megtervezését.

6.1 Az MR felhasználás az állatorvosi gyakorlatban

Mellkasi MR vizsgálatra igény lehet különféle mellkasi problémákra utaló tünetek alapján, vagy amennyiben a test más pontjain végzett vizsgálattal olyan elváltozást találtunk, ahol a neoplasticus jelleg felmerül, és esetleges áttétképződésre lehet számítani. Előfordulhat, hogy más diagnosztikai eljárással felfedezett léziók további vizsgálata szükséges, annak érdekében, hogy megismerjük a képlet pontos felépítését, kiterjedését, a szövetek érintettségét, akár egy műtét megtervezéséhez, akár a várható kimenetel meghatározásához. Megesik az is, hogy egy nagyobb FOV-val végzett gerincvizsgálat során véletlenül felfedezett elváltozásról van szó. A három fő terület, amely vizsgálatára leginkább alkalmas a mellkasfal, a mediastinum és a tüdő parenchymája. (Mai, 2018b) Vizsgálhatóak még további mellkasi vagy mellkas környéki elváltozások, mint például mellkasi folyadékgyülem, pyothorax, tályog, diaphragma sérv (11. ábra) és a nyelőcső (12. ábra) elváltozásai, illetve lehetőség van a szív, a keringési és a nyirokrendszer egyes betegségeinek kivizsgálására is.

6.1.1 Mellkasfal

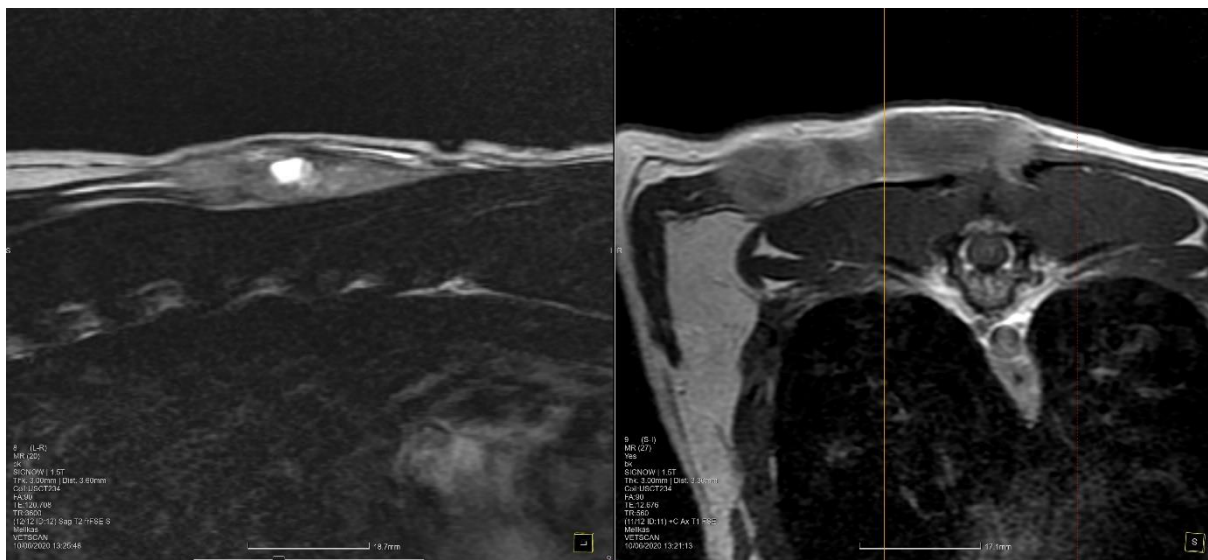
A mellkasfali elváltozások többféle eredetűek lehetnek: okozhatja fejlődési rendellenesség, trauma, gyulladással elváltozás, neoplasia. A mellkasfal patológiai folyamatai általában kívülről is felfedezhetőek, azonban a pontos műtéti tervezéshez érdemes lehet a terület MR vizsgálata, hiszen ez vizsgálhatóvá teszi a pontos méretet, formát, kiterjedést, illetve, hogy mely környező szövetek érintettek, mekkora ép széllel kell eltávolítani a beteg szövetet, továbbá jelzi a különféle folyadékgyülemeket és idegen testeket.

Mellkasi elváltozás vizsgálatához a beteget felületi tekercsben, az elváltozás oldalával lefelé érdemes fektetni, úgy, hogy a jel kiolvasása lehetőleg merőleges legyen a lézióra. Érdemes több

különböző szekvenciát kipróbálni egy síkban, majd amelyik a leginformatívabbnak minősül a diagnózis szempontjából, azt használni a másik két síkban is. Amennyiben bordaelváltozásról van szó, a bordákkal megegyező ferde sagittalis sík a legcélravezetőbb.

Az egyik leggyakoribb mellkasfali elváltozás, amely esetében pre- vagy postoperatív MR vizsgálatra lehet szükség, a Feline Injection-Site Sarcoma (FISS), vagyis a macskák körében előforduló, az esetek döntő többségében oltás miatt kialakuló helyi szöveti reakció okozta sarcoma. Mivel ezekben az esetekben igen fontos a megfelelő ép széllel való eltávolítás, fontos tudni, hogy mekkora a pontos kiterjedés, és mely környező szövetek érintettek a folyamatban. Amennyiben már átesett sebészi kimetszésen a beteg az MR felvétel kiértékelése nehezebbé válik, hiszen a beavatkozás okozta szöveti reakció és a sarcoma hasonló megjelenésű képet mutat. Fontos lehet az MR vizsgálat elvégzése a diagnózist követően nem csak műtéttani, hanem állatjóléti szempontból is, hiszen amennyiben az elváltozás kiterjedése túl nagy az eltávolításhoz, vagy a pozitív kimenetel nem valószínű, meg kell fontolni, érdemes-e belekezdeni a műtétbe a rossz prognózis ellenére.

Az alábbiakban ismertetett esetben egy 2020. januárjában FISS (szövetten által igazolt fibrosarcoma) miatt műtött beteg vizsgálatát végeztük. A műtét után az elváltozás kiújult, így 2020 június 10-én a beteg MR vizsgálaton esett át. A mellkas, mellkasfal területéről sagittalis, dorsalis és transversalis T2 súlyozott FSE, pre- és postcontrast dorsalis és transversalis T1 súlyozott SPGR, postcontrast zsírelnyomott dorsalis T1 súlyozott FSE és postcontrast T1 súlyozott FSE szekvencia készült. A mellkasfal jobb oldalán lágyszöveti térfoglaló képlet látható, amely többé-kevésbé éles határu, T2 súlyozott szekvencián heterogén megjelenésű. Kontrasztanyagot közepes mértékben halmoz. A kórelőzmény alapján a fibrosarcoma recidiva valószínű. A tüdőben kóros elváltozás nem látható, a mellkasi régióban rendellenes nyirokcsomót nem találtunk. (6. ábra)



6. ábra: FISS recidiva látható a mellkasfal jobb oldalán

Vizsgálhatóak még a különféle bordákat érintő neoplasticus folyamatok is, amely igen gyakori formája a mellkasfali térfoglaló képleteknek. Ilyenkor jellemzően egy jól körülhatárolt képlet látható a borda körül, amelynek a normál felépítése felbomlik, a tumor pedig elnyomhatja a környező bordákat is.

A beteg egy 11 éves német közép spitz kan, amelyet 2018. augusztus 16-án vittek el a Chirur-Vet állatorvosi rendelőbe két hónapja tartó köhögés miatt. A vizsgált során az állat könnyen megköhögtethető volt, a mellkas felett kissé felerődösött légzési hangok jelentkeztek. Az elvégzett mellkasi röntgenvizsgálaton légcsőkollapszus és enyhe bronchialis rajzolat mellett a szív előtt egy nagyobb körülírt képlet is látható volt, mely a légcsövet kissé felfelé tolja. (7. ábra) A kórelőzmény és a tünetek alapján a kezelőorvos mellkasi MR vizsgálatot javasolt. A vizsgálatra 2018. augusztus 30-án került sor. A mellüregről pre- és postcontrast dorsalis T1 súlyozott fSPGR, sagittalis T2 súlyozott FSE valamint transversalis pre- és postcontrast zsírelnyomott T1súlyozott fSPGR szekvencia készült. A felvételen látható volt a képlet, amely az első három bordaköz területére terjedt ki, elősorban jobb oldali helyeződéssel. Az elváltozás a második borda lateralis és medialis oldalára egyaránt kinyúlt, a körül összekapcsolódott. A mellkasfalban helyeződő rész 40 x 53 x 26 mm nagyságú, míg a mellüregbe nyúló rész 36 x 27 x 49 mm nagyságú volt, az utóbbi a légcsövet enyhén balra tolta. A képlet heterogén szerkezetűek, állományában éles határu, 5-10 mm nagyságú régiók is láthatóak voltak. A kontraszthalmozása kifejezett, heterogén. A fentiek alapján a neoplasztikus háttér valószínű. (8. ábra)



7. ábra: A mellkasi röntgenen látható a cranialisan helyeződő képlet.



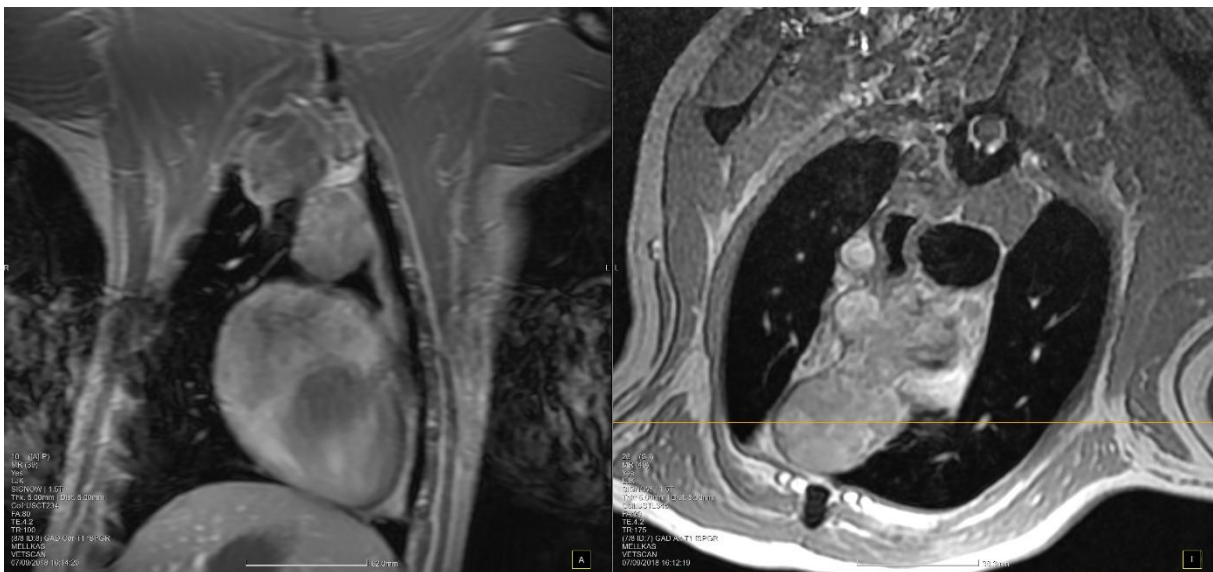
8. ábra: A képlet dorsalis és transversalis síkban, posztkontraszt T1 súlyozott fSPGR szekvencián.

6.1.2 Mediastinum

A mediastinum elváltozásai lehetnek gyulladásos vagy neoplasticus eredetűek, illetve előfordulhat pleuromediastinum is. Mediastinitis nyelőcső- vagy légsőperforáció esetén, valamint bakteriális fertőzésnél fordul elő. A gátor daganatos elváltozásai jellemzően: lymphoma, thymoma, chemodectoma, valamint *Spirocerca lupi* fertőzésnél jelentkező nyelőcsődaganat.

A cranialis mediastinum képleteinek vizsgálatára a ventrális fektetés a legideálisabb. Amennyiben mediastinális neoplasticus folyamat diagnózisa áll fenn, a műtét elvégzése előtt érdemes MR vizsgálatot végezni annak megállapítására, hogy az elváltozást körülvevő szövetek beolvadtak-e a képletbe. Lényeges például a környező erek érintettsége, ennek vizsgálatára a szeleteket érdemes az erekre párhuzamosan és merőlegesen helyezni, hogy csökkentsük a műtermékek jelenlétét. A fentiek eldöntésére mindhárom síkot vizsgálni kell, illetve kiegészítő 3 dimenziós angiográfias vizsgálatok segíthetnek a pontos margináció meghatározásában. Használható még az MR a különböző cranialis mediastinális lymphadenopathiák vizsgálatára, például fej- vagy nyaktájéki neoplasticus folyamat jelenlétekor metastasis keresésére. Ilyen vizsgálatoknál a jelkiolvasás iránya ideálisan dorso-ventral, hogy a szív által okozott mozgási műtermékek ne a mediastinumra vetüljenek.

Az alábbi esetben egy 5 éves berni pásztor kan mellkasi vizsgálatát végeztük. A vizsgálatra 2018. szeptember 7-én került sor. A mellüregről sagittalis és dorsalis síkban T2 súlyozott FSE, pre- és postcontrast transversalis, illetve dorsalis síkban T1 FSE szekvenciák készültek. A cranialis mediastinumba több, egymással részben összefüggő térfoglaló képlet látható. Ezek a szívhez hozzáfekszenek, heterogén megjelenésűek, együttesen nagyjából 70 x 98 x 58 mm méretűek. A légcsövet enyhén dorsalis irányban eltolják. Kontrasztanyagot perifériásan kifejezett módon halmoznak. A megjelenés és a helyeződés alapján differenciáldiagnózisként lymphadenopathia, illetve valamely neoplasticus folyamat pl. lymphoma felmerül, azonban mintavétel nélkül ez nem eldönthető. (9. ábra)

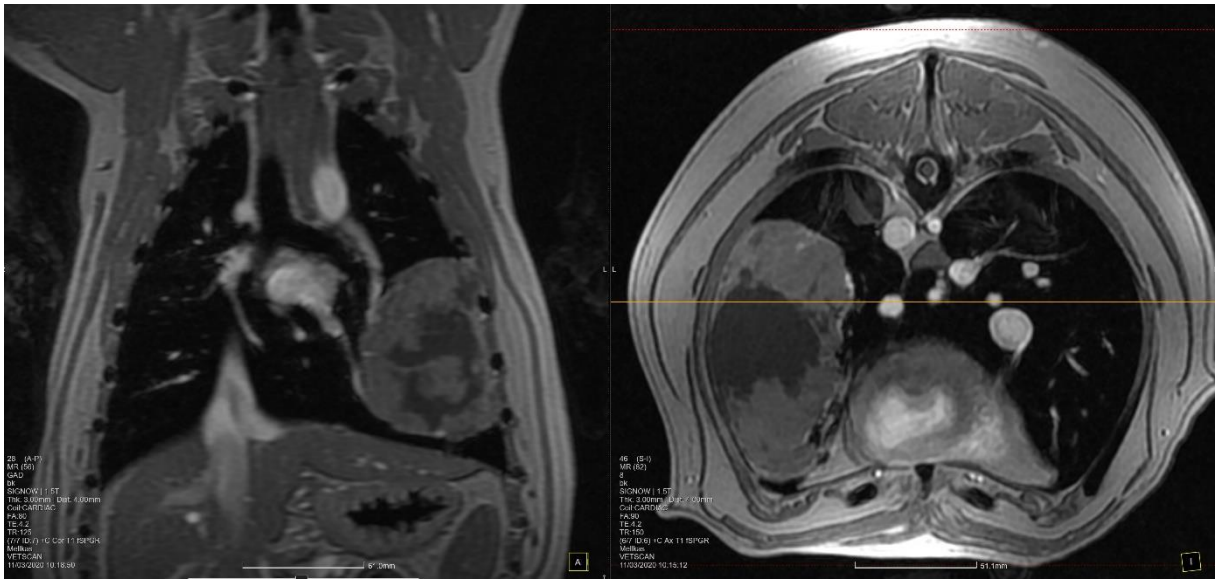


9. ábra: A cranialis mediastinumban helyeződő térfoglaló képlet, dorsalis és transversalis posztkontraszt T1 súlyozott fSPGR felvételen.

6.1.3 Tüdő parenchyma

A tüdő parenchyma vizsgálatára szükség lehet ismert daganatos elváltozás esetén áttét keresésre, hasonló céllal elvégzett, pozitív vagy kétes röntgen, illetve CT vizsgálat után a lézió pontosabb leképezésére, mellkasi problémára utaló tünetek alapján, illetve akkor, ha az MR vizsgálat a test más pontján metastaticus hajlamú daganatra hasonlító képletet mutatott ki. Bár nem minden esetben elsődleges választás a különféle parenchymalis elváltozások vizsgálatára, de a nagyobb FOV-val végzett gerincvizsgálatok során véletlenül is felfedezhetőek különféle elváltozások. Leképezhetőek például a különböző gócok és tumorok, lebenycsavar, emphysema, idegen test, bronchiectasis és pneumonia. Meg kell viszont említeni, hogy a vizsgálat hosszú ideje miatt a ventralisabban fekvő tüdőterületekben kialakulhat normális esetben is atelectasia, amelyet el kell különíteni a kóros folyamatoktól. A normál anatómia elsősorban T1 és T2 szekvenciákon jelenik meg a legszebben, míg a zsírelnyomott STIR felvétellel kiemelhetők egyes elváltozások, és a kóros nyirokcsomók. A szív vizsgálatára elsősorban a dorsalis és sagittalis síkok ideálisak, míg a mellkas vizsgálatára érdemes minden esetben mindhárom síkot egyaránt vizsgálni.

A beteg egy 8 éves berni pásztor szuka, amely 2020 március 11-én érkezett mellkasi MR vizsgálatra. A mellüregről dorsalis és sagittalis T2 súlyozott FSE, valamint pre- és postcontrast transversalis és dorsalis T1 SPGR szekvencia készült. A felvételen egy térfoglaló képlet látható, amely a bal oldali cranialis tüdőlebenyben helyezkedik el, illetve kiterjed a bal caudalis tüdőlebenyre is. A képlet a 6-8. bordaközben a mellkas falától, valamint a bordaközi izmoktól nem különül el élesen. Az elváltozás heterogén szerkezetű, mérete 94 x 67 x 118 mm. A perifériás régió kifejezett kontraszthalmozást mutat. A regionális nyirokcsomó érintettsége felmerül, annak régiójában egy éles határú, 30 x 16 x 14 milliméteres képlet látható, amely T2 súlyozott szekvencián kifejezetten jelintenz. Az elváltozás megjelenése alapján a neoplasticus eredet valószínű, centrális necrosissal, azonban a gyulladáisos eredet sem zárható ki, a definitív diagnózishoz mintavétel szükséges. (10. ábra)



10. ábra: A képlet a mellkas bal oldalán látható a posztkontraszt dorsalis és transversalis T1 súlyozott fSPGR felvételen.

7. Összefoglalás

A diplomamunkám elkészítése során végzett kutatás alapján az a tézis, miszerint a mágneses rezonancia vizsgálat hasznos és informatív diagnosztikai eszköz a társállatok mellkasi elváltozásainak vizsgálatában, igaznak bizonyult. A megfelelő eszközök, vizsgálati síkok és szekvenciák kiválasztásával, illetve a témában jártas, képzett technikus és aneszteziológus segítségével, valamint szakképzett diagnoszták munkájával a régió vizsgálata rutinszerűen elvégezhető, és olyan kiegészítő információkkal szolgálhat, amelyre más képalkotó módszerek nem alkalmasak, további előnye pedig, hogy a páciens és a dolgozók sugárterhelését elkerülhetjük.

Jelenleg az állatorvosi területen a mellkasi felvételek elkészítésére a teljes anesztézia mellett könnyen és biztonságosan kivitelezhető hyperventillációs, légzés leállítással módszer bizonyul a legalkalmasabbnak. A diplomamunka készítésekor a vizsgálati szekvenciák közül a modern gyors és ultragyors spin-echo, illetve a gradient echo és a spoiled gradient echo szekvenciák voltak a szakirodalom és a kutatás eredményei alapján is a legideálisabbak a célok megvalósítására. Az így készült képek megfelelő minőségűek, általuk a mellkas régiójában található elváltozások jól vizsgálhatóak.

Fontosak tartom azt is megjegyezni, hogy ez a tudományág meglehetősen friss, és a mai napig kutatás és fejlesztés alatt áll. A humán vonalon már napi szinten alkalmazott 'state of the art' vizsgálati eszközök és protokollok egyre inkább elérhetővé válnak az állatorvosi terület számára is, így a jövőben további jelentős fejlődés várható, a modern állattartói társadalomban pedig nő az igény a fejlett diagnosztikai és gyógyászati módszerek alkalmazására - akár magasabb költségekkel párosulva is. Azt gondolom, hogy ezen információk alapján előrevetíthető, hogy a mágneses rezonancia képalkotás a jövőben nem csupán az állatorvosi diagnosztika még szervesebb részévé válik, hanem sokkal inkább elérhető és sokkal szélesebb körben alkalmazott módszer lesz.

8. Summary

Role and technology of thoracic MRI scanning in everyday clinical patient care

Magnetic Resonance Imaging is widely used to diagnose different pathologies mainly in the CNS and the musculoskeletal system, but it can also be used for the thoracic and abdominal region. Main difficulties in MRI of the thorax are: low tissue density in the lung parenchyma, presence of many tissue-air and liquid-air interfaces, and different type of motions like respiratory movement, heart beating and blood flow in the main vessels. In human diagnostics, there are some solutions for these which are presented in this thesis, but can not be efficiently transplanted to the veterinary field due to the various anatomy and size of the patients, like the useage of respiratory-gating bands. My research showed that the best exposures can be achieved by breathhold imaging against respiratory-gating or respiratory-navigated techniques.

My study took place in VetScan Small Animal Diagnostic Center in Budapest, under the direction of Dr. Kerekes Zoltán. We used a Signa Explorer 1.5 T Twin Speed MRI machine made by GE Healthcare Inc. The patient were examined under general anesthesia induced with propofol and maintained with inhaled isofluran. The breathhold was achieved by hyperventillating the patient for a few minute, which causes a short natural apnoe phase. We mostly used fast spin-echo (FSE) and fast/ultrafast spoiled gradient echo (SPGR/fSPGR) sequences, both pre- and postcontrast, in different planes according to the examined pathology. I sorted the abnormalities of the thoracic region to three cathegory: pathology of the thoracic wall, the mediastinum and the lung parenchyma.

My hypothesis was that MRI can be used in small animals as a clicial routine for the diagnostics of abnormalities in the thoracic region, which was confirmed during the study. I summarized the literature of the subject matter both in the medical and in the veterinarian field, and described the methods and protocol that we were using at the Diagnostic Center. I also presented some cases – one for each cathegory – that we examined at the clicic to show that these methods can be and are used in the daily veterinary work. Furthermore, as this field is relatively new as opposed to other medical imaging techniques, it is still under research and development, which could make it even more convenient to diagnose thoracic pathologies.

9. Irodalom

- Ali, M., Monti, C.B., Secchi, F., Spairani, R., Speciani, M., Di Leo, G., Sardanelli, F., 2020. *Fast thoracic MRI as an alternative to chest x-ray: A retrospective evaluation of 287 patients*. *Clinical Imaging* 60, 244–248 p. <https://doi.org/10.1016/j.clinimag.2019.12.016>
- Babu-Narayan, S. V., Voges, I., Kilner, P.J., 2018. *Cardiovascular magnetic resonance. Diagnosis and Management of Adult Congenital Heart Disease: Third Edition* 88–100 p. <https://doi.org/10.1016/B978-0-7020-6929-1.00008-3>
- Bashir, U., n.d. *Aliasing artifact* [WWW Document]. URL <https://radiopaedia.org/cases/aliasing-artifact-1?lang=us> (accessed 2020.November.16).
- Beigelman-Aubry, C., Peguret, N., Stuber, M., Delacoste, J., Belmondo, B., Lovis, A., Simons, J., Long, O., Grant, K., Berchier, G., Rohner, C., Bonanno, G., Coppo, S., Schwitter, J., Ozsahin, M., Qanadli, S., Meuli, R., Bourhis, J., 2017. *Chest-MRI under pulsatile flow ventilation: A new promising technique*. *PLoS ONE* 12, 1–12 p. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0178807>
- Biederer, J., Hintze, C., Fabel, M., Jakob, P.M., Horger, W., Graessner, J., Bolster, B.D., Heller, M., 2011. *MRI of the lung—ready... get set... go*. *Magnetom Flash* 46, 6–15 p.
- Biederer, J., Hintze, C., Fabel, M., Jakob, P.M., Horger, W., Graessner, J., Bolster, B.D., Heller, M., 2011. *A Practical Approach to Lung MRI at 1.5T*. Siemens white paper 1–6 p.
- Elster, A.D., n.d. *Spoiling - Questions and Answers in MRI* [WWW Document]. URL <http://www.mri-q.com/spoiling---what-and-how.html> (accessed 2020.a.November.14).
- Elster, A.D., n.d. *Fast spin-echo* [WWW Document]. URL <http://mriquestions.com/what-is-fsetse.html> (accessed 2020.b.November.10).
- Mai, W., 2018a. *Physics and Technical Considerations – Image Optimization*, in: Wilfried, M. (Ed.), *Diagnostic MRI in Dogs and Cats*. CRC Press, Boca Raton, pp. 3–160. <https://doi.org/10.1201/9781315121055>
- Mai, W., 2018b. *MRI of the Thorax and Abdomen*, in: Mai, W. (Ed.), *Diagnostic MRI in Dogs and Cats*. CRC Press, Boca Raton, pp. 687–752. <https://doi.org/10.1201/9781315121055>
- Manley, R., Matthews, A.R., Morandi, F., Henry, G.A., Deanna, K.H., Conklin, G., Reed, A., 2013. *Magnetic resonance imaging of the canine abdomen: Effect of pulse sequence on diagnostic quality*. *Veterinary Radiology and Ultrasound* 54, 253–262 p. <https://doi.org/10.1111/vru.12017>
- Meier-Schroers, M., Kukuk, G., Homsí, R., Skowasch, D., Schild, H.H., Thomas, D., 2016. *MRI of the lung using the PROPELLER technique: Artifact reduction, better image quality and improved nodule detection*. *European Journal of Radiology* 85, 707–713 p. <https://doi.org/10.1016/j.ejrad.2015.12.016>
- Ohno, Y., Kauczor, H.U., Hatabu, H., Seo, J.B., van Beek, E.J.R., 2018. *MRI for solitary pulmonary nodule and mass assessment: Current state of the art*. *Journal of Magnetic Resonance Imaging* 1–22 p. <https://doi.org/10.1002/jmri.26009>

- Oregon Health & Science University, n.d. *MR Pediatric Chest and Abdomen WWO Protocol* [WWW Document]. URL <https://www.ohsu.edu/school-of-medicine/diagnostic-radiology/mr-pediatric-chest-and-abdomen-wwo-protocol> (accessed 2020.November.13).
- Raptis, C.A., Ludwig, D.R., Hammer, M.M., Luna, A., Broncano, J., Henry, T.S., Bhalla, S., Ackman, J.B., 2019. *Building blocks for thoracic MRI: Challenges, sequences, and protocol design*. *Journal of Magnetic Resonance Imaging* 50, 682–701 p. <https://doi.org/10.1002/jmri.26677>
- Shahzad, K., Mati, W., 2020. *Advances in magnetic resonance imaging*, in: *Advances in Medical and Surgical Engineering*. Academic Press, London, pp. 121–138. <https://doi.org/10.1109/ELECTR.1991.718176>
- Zaitsev, M., Maclaren, J., Herbst, M., 2015. *Motion artifacts in MRI: A complex problem with many partial solutions*. *Journal of Magnetic Resonance Imaging* 42, 887–901 p. <https://doi.org/10.1002/jmri.24850>
- Zhuo, J., Gullapalli, R.P., 2006. *MR Artifacts, Safety, and Quality Control*. *RadioGraphics* 26, 275–297 p. <https://doi.org/10.1148/rg.261055134>

10. Köszönetnyilvánítás

Szeretnék köszönetet mondani elsősorban a témavezetőmnek, Dr. Kerekes Zoltánnak, a VetScan Kisállat Diagnosztikai Központ vezetőjének, hogy segítette a diplomamunka létrejöttét és a szakmai ismereteim bővítését. Köszönettel tartozom továbbá a VetScan többi munkatársának, akik mindig segítőkészek voltak, amennyiben kérdéssel fordultam hozzájuk.

11. Mellékletek

2. táblázat: A dolgozatban említett szekvenciák rövidítései gyártó szerint

Szekvencia	Philips	Siemens	GE	Hitachi	Toshiba
Spin echo (SE)	SE	SE	SE	SE	SE
Fast SE	Turbo SE	Turbo SE	Fast SE	Fast SE	Fast SE
Ultra fast SE	SSH-TSE UFSE	SSTSE HASTE	SS-FSE	FSE - ADA	(Super)FASE DIET
Gradient Echo (GE)	FFE	GRE	GRE	GE	FE
Spoiled GE	T1-FFE	FLASH	SPGR MPSPGR	RSSG	RF-spoiled FE
Ultrafast GE	T1-TFE T2-TFE THRIVE	TurboFLASH VIBE	FGRE Fast SPGR FMPSGR VIBRANT FAME LAVA	SARGE	Fast FE RADIANCE QUICK 3D
Balanced GE	Balanced FFE	True FISP	FIESTA	BASG	True SSFP

3. táblázat: Példa mellkasi protokollra I. (Raptis et al., 2019)

Indications	Technique	Basic sequences
Mediastinal mass	<p>Coverage: Above clavicles through diaphragm or focused if known lesion</p> <p>EKG gating: On</p> <p>Contrast: Single dose at 2 cc/sec</p>	<ul style="list-style-type: none"> • Variable scout • Axial and coronal T2W SSFSE • Axial single-shot prospective ECG-gated bSSFP • Diffusion-weighted imaging (b = 50, 400, 800; consider additional b values for IVIM) • Axial in- and opposed-phase imaging • Precontrast axial fat-suppressed T1W fast GRE • Postcontrast axial fat-suppressed T1W fast GRE at 20 seconds, 1 minute, 3 minutes and 5 minutes, with • post-processed subtraction (consider higher temporal resolution imaging for DCE) • Postcontrast sagittal and coronal fat-suppressed T1W fast GRE between 3 and 5 minutes
Chest wall mass	<p>Coverage: Place vitamin E marker and center coil over marker</p> <p>EKG gating: Off</p> <p>Contrast: Single dose at 2 cc/sec</p>	<ul style="list-style-type: none"> • Variable scout • Axial, coronal, and sagittal T2W SSFSE • Axial T1W TSE, with and without fat saturation • High resolution axial T2W TSE • Axial T2W STIR • Diffusion-weighted imaging (b = 50, 400, 800; consider additional b values for IVIM) • Precontrast axial fat-suppressed T1W fast GRE • Postcontrast axial fat-suppressed T1W fast GRE at 20 seconds, 1 minute, 3 minutes and 5 minutes, with postprocessed subtraction (consider higher temporal resolution imaging for DCE) • Postcontrast sagittal and coronal fat-suppressed T1W fast GRE between 3 and 5 minutes
Pleural disease	<p>Coverage: Above clavicles through diaphragm (down to renal mid-poles to include all pleural reflections)</p> <p>EKG gating: Off</p> <p>Contrast: Single dose at 2 cc/sec</p>	<ul style="list-style-type: none"> • Variable scout • Axial, coronal, and sagittal T2W STIR • High resolution axial T2W TSE • Diffusion-weighted imaging (b = 50, 400, 800), respiratory gated (consider additional b values for IVIM) • Coronal real time bSSFP during normal breath, deep breathing, and forced inhalation • Precontrast axial fat-suppressed T1W fast GRE • Postcontrast axial fat-suppressed T1W fast GRE at 20 seconds, 1 minute, 3 minutes and 5 minutes, with post-processed subtraction (consider higher temporal resolution imaging for DCE) • Postcontrast sagittal and coronal fat-suppressed T1W fast GRE between 3 and 5 minutes
Lung cancer	<p>Coverage: Above clavicles through diaphragm</p> <p>EKG gating:</p>	<ul style="list-style-type: none"> • Variable scout • Axial, coronal, and sagittal T2W SSFSE • Axial single shot bSSFP • Axial in- and opposed-phase imaging • Axial T2W respiratory navigated sequence (radial k-space acquisition preferred)

Indications	Technique	Basic sequences
	<p>Off (Unless lesion near heart, then consider)</p> <p>Contrast: Single dose at 2 cc/sec</p>	<ul style="list-style-type: none"> • Diffusion-weighted imaging (b = 50, 400, 800), respiratory gated (consider additional b values for IVIM) • Precontrast axial fat-suppressed T1W fast GRE • Postcontrast axial fat-suppressed T1W fast GRE at 20 seconds, 1 minute, 3 minutes and 5 minutes, with post-processed subtraction (consider higher temporal resolution imaging for DCE) • Postcontrast sagittal and coronal fat-suppressed T1W fast GRE between 3 and 5 minutes

4. táblázat: Példa mellkasi MR protokollra II. (J. Biederer et al., 2011)

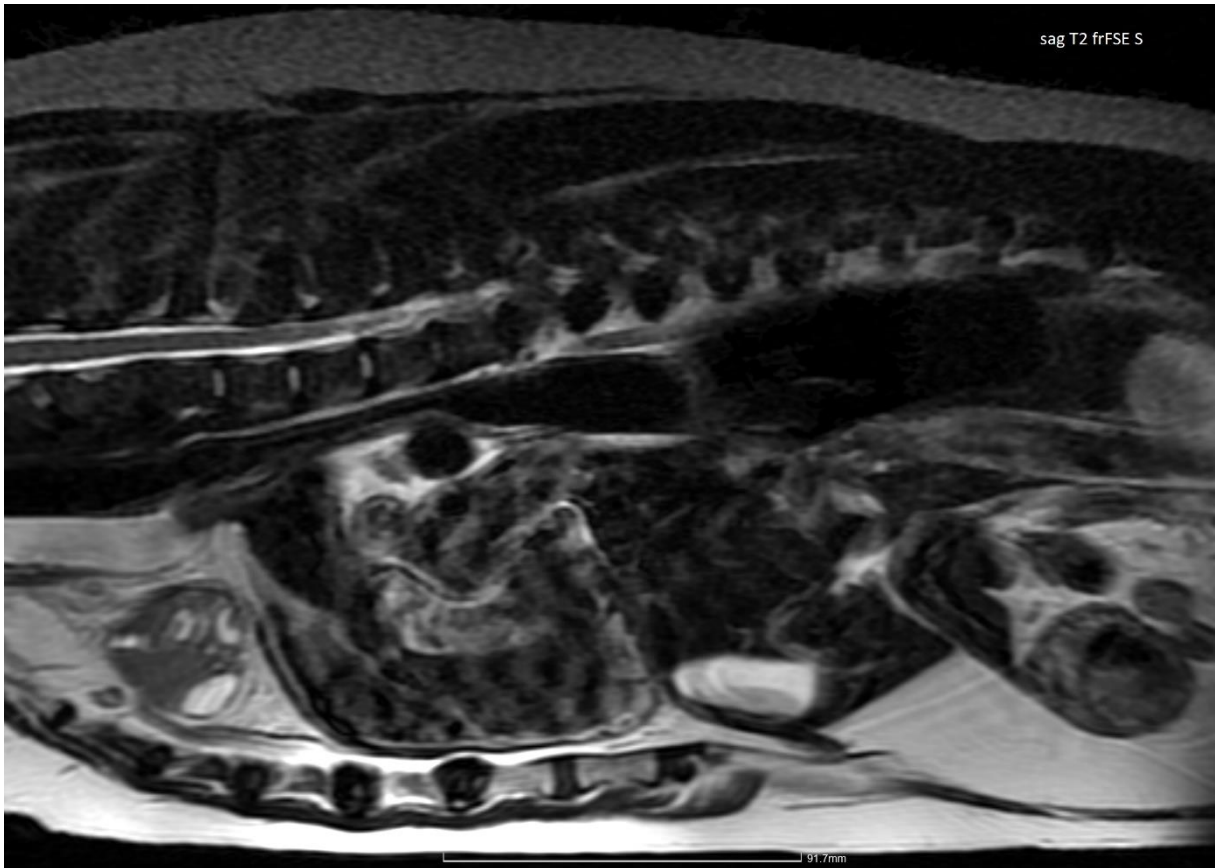
	Non-CE lung MRI						Perf.	MRA	CE	T2-HR
Basic protocol 15'	x	x	x	x	x	x				(x)
Basic/CE 20'	x	x	x	x	x	x			x	(x)
Functional 30'	x	x	x	x	x	x	x	x	x	(x)
Siemens name	gre	haste	Fl3d_vibe	tfiseg	tse	tfiseg	Fl3d	Fl3d_ce_ff	Fi3d_vibe	tse
Sequence	2D-Flash localiser	T2-HASTE	VIBE	True FISP	T2-TIRM	True FISP	4d MRA Perf.	3d-Flash Angio	VIBE	T2-TSE at
Respiratory phase	insp./bh.	insp/bh.	insp./bh.	tidal	insp./bh.	in./ex.	insp.	insp.	insp./bh.	free
Slice orientation	c/t/s	cor	tra	cor	tra	cor	cor	cor	tra	cor
TA (min:s)	0:10	0:18	0:20	0:56	1:28	0:19	0:29	0:21	0:20	5:05+
Slices per acquisition	7	30	72	≤128	32x4	1	32x20	120	72	45
Preparation	A>P/R>L	R>L	A>P	R>L	A>P	R>L	R>L	R>L	A>P	R>L
FOV (mm)	500	450	400	450	400	400	500	500	400	500
[FOV phase %]	[100]	[100]	[87.5]	[100]	[75]	[100]	[100]	[83.3]	[87.5]	[79.7]
Base resolution	256	256	256	256	320	256	256	384	256	512
Phase resolution (%)	75	100	100	100	75	66	54	90	100	75
Slice thickness (mm)	10	8	4	4	6	10	5	1.6	4	4
Phase partial Fourier	6/8	4/8	off	off	off	off	6/8	6/8	off	5/8
Pixel size (mm)	2.6x2.0	1.8x1.8	1.6x1.6	1.8x1.8	1.7x1.3	2.4x1.6	3.6x2.0	1.2x1.0	1.6x1.6	1.3x1.0
Distance factor	50%	0%	20%	-50/0%	10%	n.a.	20%	20%	20%	10%
TR (ms)	8.9	600	3.15	437.2	3500	317.1	1.64	2.74	3.15	1700
TE (ms)	4.38	31	1.38	1.16	106	1.14	0.64	1.12	1.38	100
Flip-angle (degr.)	30°	180°	8°	80°	150°	67°	40°	25°	8°	150°
Band width (Hz/pixel)	180	610	500	1030	252	980	1220	384	500	195
iPAT [no. of ref. lines]	0	2 [14]	2 [35]	2 [25]	2 [66]	2 [24]	2 [24]	2 [24]	2 [35]	2 [46]
Large FOV (dist. corr.)	off	on	off	on	off	off	off	off	off	on

5. táblázat: Példa mellkasi MR protokollra III.: protokoll gyermekek mellkasának vizsgálatára
(Oregon Health & Science University, n.d.)

Plane	Weighting	Mode	Slice	Gap	FAT SAT	FOV	Notes
Axial	T1	TSE MV MS	3.5 mm	1 mm	None	Fit to patient	Above clavicles to below diaphragm
Axial	T2	TSE MV MS	3.5 mm	1 mm	SPAIR	Fit to patient	Above clavicles to below diaphragm
Cor	STIR	TSE MV MS	3.5 mm	1 mm	STIR	Fit to patient	Entire chest, skin to skin
Cor	DWIBS	IR EPI SS	5 mm	1 mm	None	Fit to patient	Entire chest, skin to skin
Axial	T1	TSE MV MS	3.5 mm	1 mm	SPIR	Fit to patient	Optional: Only if requested by a radiologist. Above clavicles to below diaphragm
Cor	T1	TSE MV MS	3.5 mm	1 mm	None	Fit to patient	Optional: Only if requested by a radiologist. Entire chest, skin to skin
Sag	STIR	TSE MV MS	3.5 mm	1 mm	STIR	Fit to patient	Optional: On any patient with neuroblastoma, paraspinal or mediastinal mass or Horner syndrome- or if specifically requested by a radiologist. Entire chest, skin to skin
Contrast injection							
Axial	T1	TSE MV MS	3.5 mm	1 mm	SPIR	Fit to patient	Above clavicles to below diaphragm
Cor	T1	TSE MV MS	3.5 mm	1 mm	SPIR	Fit to patient	Entire chest, skin to skin
Sag	T1	TSE MV MS	3.5 mm	1 mm	SPIR	Fit to patient	Optional: On any patient with neuroblastoma, paraspinal or mediastinal mass, or Horner syndrome- or if specifically requested by a radiologist. Entire chest, skin to skin



11. ábra: A rekeszsérv következtében a szív jobb oldalához fekvő lép (cranialisan) és máj (caudalisan).



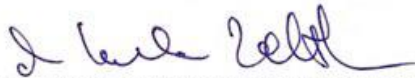
12. ábra: A gerincoszloptól ventralisan látható a teljes hosszában kitágult nyelőcső.

Konzulensi ellenjegyzés

Alulírott DR. KERÉKES ZOLTÁN..... Igazolom, hogy
SEBES NÓRA ZITA..... (a hallgató neve)
MELLKASI MR. VIZSGÁLATOK TECHNIKÁJA ÉS SZEREPE A NAPI KLINIKAI
BETEGELLÁTÁSBAN..... című

diplomamunkáját ismerem, azt beadásra és védésre alkalmasnak tartom.

Budapest, 2020. 11. 16.



Alíírás

SEBÉSZETI ÉS SZEMÉSZETI

Tanszék

HuVetA
ELHELYEZÉSI MEGÁLLAPODÁS ÉS SZERZŐI JOGI NYILATKOZAT*

Név: SERES NORÁI ZITA
Elérhetőség (e-mail cím): seresnora1@gmail.com
A feltöltendő mű címe: Maltese MQ vizsgálata technikája és szerepe a napi klinikai betegápolásban
A mű megjelenési adatai: DIPLOMAMUNKA, 2020
Az átadott fájlok száma: 1

Jelen megállapodás elfogadásával a szerző, illetve a szerzői jogok tulajdonosa nem kizárólagos jogot biztosít a HuVetA számára, hogy archiválja (a tartalom megváltoztatása nélkül, a megőrzés és a hozzáférhetőség biztosításának érdekében) és másolásvédett PDF formára konvertálja és szolgáltassa a fenti dokumentumot (beleértve annak kivonatát is).

Beleegyezik, hogy a HuVetA egynél több (csak a HuVetA adminisztrátorai számára hozzáférhető) másolatot tároljon az Ön által átadott dokumentumból kizárólag biztonsági, visszaállítási és megőrzési célból.

Kijelenti, hogy az átadott dokumentum az Ön műve, és/vagy jogosult biztosítani a megállapodásban foglalt rendelkezéseket arra vonatkozóan. Kijelenti továbbá, hogy a mű eredeti és legjobb tudomása szerint nem sérti vele senki más szerzői jogát. Amennyiben a mű tartalmaz olyan anyagot, melyre nézve nem Ön birtokolja a szerzői jogokat, fel kell tüntetnie, hogy korlátlan engedélyt kapott a szerzői jog tulajdonosától arra, hogy engedélyezhesse a jelen megállapodásban szereplő jogokat, és a harmadik személy által birtokolt anyagrész mellett egyértelműen fel van tüntetve az eredeti szerző neve a művön belül.

A szerzői jogok tulajdonosa a hozzáférés körét az alábbiakban határozza meg **(egyetlen, a megfelelő négyzetben elhelyezett x jellel)**:

- engedélyezi, hogy a HuVetA-ban -ban tárolt művek korlátlanul hozzáférhetővé váljanak a világhálón,
- az Állatorvostudományi Egyetem belső hálózatára (IP címekre) korlátozza a feltöltött dokumentum(ok) elérését,
- a Könyvtárban található, dedikált elérést biztosító számítógépre korlátozza a feltöltött dokumentum(ok) elérését,
- csak a dokumentum bibliográfiai adatainak és tartalmi kivonatának feltöltéséhez járul hozzá (korlátlan hozzáféréssel),

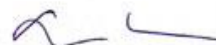
Kérjük, nyilatkozzon a négyzetben elhelyezett jellel a helyben használatról is:

Engedélyezem a dokumentum(ok) nyomtatott változatának helyben olvasását a könyvtárban.

Amennyiben a feltöltés alapját olyan mű képezi, melyet valamely cég vagy szervezet támogatott illetve szponzorált, kijelenti, hogy jogosult egyetérteni jelen megállapodással a műre vonatkozóan.

A HuVetA üzemeltetői a szerző, illetve a jogokat gyakorló személyek és szervezetek irányában nem vállalnak semmilyen felelősséget annak jogi orvoslására, ha valamely felhasználó a HuVetA-ban engedéllyel elhelyezett anyaggal törvénysértő módon visszaélne.

Budapest, 2020. évhónap



aláírás
szerző/a szerzői jog tulajdonosa

A HuVetAMagyar Állatorvos-tudományi Archivum – Hungarian Veterinary Archive az Állatorvostudományi Egyetem Hutýra Ferenc Könyvtár, Levéltár és Múzeum által működtetett egyetemi és szakterületi online adattár, melynek célja, hogy a magyar állatorvos-tudomány és -történet dokumentumait, tudásvagyonát elektronikus formában összegyűjtse, rendszerezze, megőrizze, kereshetővé és hozzáférhetővé tegye, szolgálta, a hatályos jogi szabályozások figyelembe vételével.

A HuVetA a korszerű informatikai lehetőségek felhasználásával biztosítja a könnyű, (internetes keresőgépekkel is működő) kereshetőséget és lehetőség szerint a teljes szöveg azonnali elérését. Célja ezek révén

- a magyar állatorvos-tudomány hazai és nemzetközi ismertségének növelése;
- a magyar állatorvosok publikációira történő hivatkozások számának, és ezen keresztül a hazai állatorvosi folyóiratok impakt faktorának növelése;
- az Állatorvostudományi Egyetem és az együttműködő partnerek tudásvagyonának koncentrált megjelenítése révén az intézmények és a hazai állatorvos-tudomány tekintélyének és versenyképességének növelése;
- a szakmai kapcsolatok és együttműködés elősegítése,
- a nyílt hozzáférés támogatása.