

Szent István Egyetem Állatorvos-tudományi Kar  
Sebészeti és Szemészeti Tanszék és Klinika

**A digitalizált röntgenfelvételek diagnosztikai értékének javítása  
matematikai képfeldolgozó szoftver segítségével**

**Készítette:** Mikesy Levente

**Témavezető:** Dr. Arany-Tóth Attila  
SZIE-ÁOTK, tudományos segédmunkatárs

Budapest

2011

# TARTALOMJEGYZÉK

1. BEVEZETŐ.....	3
1.1. TÖRTÉNETI ÁTTEKINTÉS.....	3
1.2. RADIOLÓGIAI RENDSZEREK.....	4
1.2.1. FILM-FÓLIA ALAPÚ, ANALÓG RENDSZEREK.....	4
1.2.2. DIGITÁLIS LEKÉPEZÉSŰ RADIOLÓGIAI RENDSZEREK.....	5
1.3. DIGITÁLIS KÉPALKOTÁS ÉS –FELDOLGOZÁS.....	8
1.4. AZ ANALÓG ÉS A DIGITÁLIS JELÁTALAKÍTÁS ÖSSZEHASONLÍTÁSA.....	9
1.4.1. TÉRBELI FELBONTÁS.....	10
1.4.2. DINAMIKUS TARTOMÁNY.....	11
1.4.3. DÓZISSZINT.....	12
1.4.4. ELRONTOTT FELVÉTELEK ARÁNYA.....	13
2. ANYAG ÉS MÓDSZER.....	16
3. EREDMÉNYEK.....	21
4. MEGVITATÁS.....	26
5. ÖSSZEFOGLALÁS.....	32
6. MELLÉKLETEK.....	33
7. SUMMARY.....	34
8. FELHASZNÁLT IRODALOM ÉS ÁBRÁK JEGYZÉKE.....	35
9. KÖSZÖNETNYILVÁNÍTÁS.....	37

# 1. BEVEZETŐ

## 1.1. TÖRTÉNETI ÁTTEKINTÉS

Az orvostudomány egyik legfontosabb pillére, a diagnosztika fokozatos fejlődésében hatalmas előrelépést jelentett, amikor Wilhelm Conrad Röntgen 1895 novemberében a Crookes-csővel végzett kísérletei során véletlenül felismerte a röntgensugárzás egyedi tulajdonságait. Később célzottan vizsgálta az elektromágneses sugárzások e fajtájának természetét és jellemzőit, majd hamarosan megalkotta az első, bár kezdetleges kialakítású röntgengépet.

Az új eljárással – az egyéb, széleskörű alkalmazásokon kívül – lehetőség nyílt az élő szervezetek anatómiai vizsgálatára és a szervek elváltozásainak makroszkopikus elemzésére a szervezet integritásának megbontása nélkül. Megszületett az orvosi radiológia, amely létezésének több, mint 100 éve alatt óriási változásokon ment keresztül.

A kezdeti évek az eljárással való ismerkedéssel teltek, majd az analóg, filmalapú röntgentechnikák finomítására és tökéletesítésére került sor. Mára az analóg radiológiai technológiában való fejlesztések szinte teljesen kimerítették lehetőségeik határát. Ezzel egy időben, az informatikai és digitális világ robbanásszerű fejlődésével párhuzamban, körülbelül 20 évvel ezelőtt megjelentek a digitális jelfeldolgozású radiológiai rendszerek. Ezek eleinte jelentős hátrányban voltak a hagyományos berendezésekkel szemben, kezdetleges felbontó- és megjelenítő képességük, a képtárolási- és kezelési nehézségek, ezen kívül a technikai megoldással járó, új típusú artefact-ok<sup>1,2</sup> megjelenése miatt. Az új fejlesztéseket így szkeptikusan fogadták az egyes szakterületek képviselői.

Mára a digitális jelfeldolgozású radiológiai rendszerek nagymérvű fejlődésen estek át, és lassan egyértelművé válik előnyük a filmalapú berendezésekkel szemben. Az analóg és a korszerű, digitális rendszerek közötti éles határ fokozatosan vékonyodik. Immár egy beruházás alkalmával a kalkuláció során egyre többször a digitális rendszerek mellett döntenek, annak előnyei miatt, így az analóg technika egyre inkább háttérbe szorul. Ezt alátámasztják a szakfolyóiratokban megjelenő összehasonlító elemzések és az ezekkel rokon kutatási eredmények.

## 1.2. RADIOLÓGIAI RENDSZEREK

A sokféle felépítésű, logikájú és felhasználású rendszerek közös jellemzője, hogy mindegyik a röntgensugárzás kibocsátásán és detektálásán alapszik. A páciensre irányított röntgensugár a különböző szöveteken és szerveken áthatolva eltérő mértékben nyelődik el (abszorpció). Az abszorpció a test rétegvastagságától, sűrűségétől és kémiai összetételétől függ. A testen átjutott sugarakat a páciens ellenkező oldalán elhelyezett érzékelő detektálja. A jelátalakítón (image receptor) annak típusától függően különböző reakció (fluoreszcencia, fotokémiai, ill. fotoemulziós változások) zajlik le, amelyet a detektor megjelenít, tárol, illetve továbbít. Ezen az elven működik minden radiológiai képalkotói eljárás, amelyek különböző logikai sémát követve változatos megjelenítést és felhasználási lehetőséget nyújtanak.

### 1.2.1. FILM-FÓLIA ALAPÚ, ANALÓG RENDSZEREK<sup>3,4</sup>

A film-fólia alapú radiológiai rendszerek képviselik a radiológia történetének első generációját. Az analóg rendszerek esetében egy, a kazettában található, mindkét oldalán többfunkciós réteggel fedett film tölti be a detektor szerepét. A kazetta jellemzően alumíniumból készül, védő szerepet tölt be, a röntgensugárzás elé akadályt nem állít. A film egy AgBr-dal fedett átlátszó fólia. A sugár a kazettában lévő filmen reakcióba lép az AgBr-dal, amelynek során Ag-ionok keletkeznek. Ezáltal jön létre az ún. látens kép. A film kémiai kezelésével az Ag-ionok fémezüstté válnak, amely a fekete szín bizonyos árnyalataiban válik láthatóvá, míg az átvilágítatlan területeken érintetlenül maradt AgBr lemosódik.

Az AgBr-dal fedett film érzékeny a röntgensugárzásra, ezt a tulajdonságát használja ki az analóg radiológia. Azonban az AgBr a látható fényre sokkal jobban érzékeny, ez indokolja a kazetta használatát, mely tökéletes sötétségben és mechanikai védelmet nyújtva tárolja a röntgenfilmet. A röntgensugárzás iránti mérsékelt érzékenység miatt erősítőfóliákat szükséges használni, ezeket a röntgenfilm két oldalán helyezik el. A jelenleg használt erősítőfóliák ritkaföldfém-alapúak. Működésük alapja a sugárzás hatására történő kék vagy zöld fényfelvillanás, amely a filmen erősebb nyomot hagy, mint a röntgensugárzás önmagában. Használatuk jobban értékelhető képeket eredményez, de egyéb tényezőket is figyelembe kell venni. Az erősítőfóliák tulajdonságait ugyanis szemcseméretük nagy mértékben befolyásolják. A szemcsék méretével (azaz az erősítési faktoral) a fólia sebessége egyenesen, míg a sugárigény és a kép élessége fordítottan arányos.

A testen áthaladó röntgensugár egy része szóródik, ez a jelenség eredményezi a felvételen a kontraszt csökkenését, és erősebb esetben szellemképek kialakulását. Ezt

különböféle kialakítású – fókuszált és pszeudofókuszált – ólomrácsok (szinonimák: Lysholm, raster, grid) beiktatásával lehet kiküszöbölni, illetve csökkenteni. A rács használata azonban a sugárdózis emelését vonja maga után.

Az ily módon elkészült „nyers” röntgenfelvételt komplex filmkidolgozási folyamattal kell láthatóvá tenni, amelyre ma már automata és félautomata rendszerek is rendelkezésre állnak.

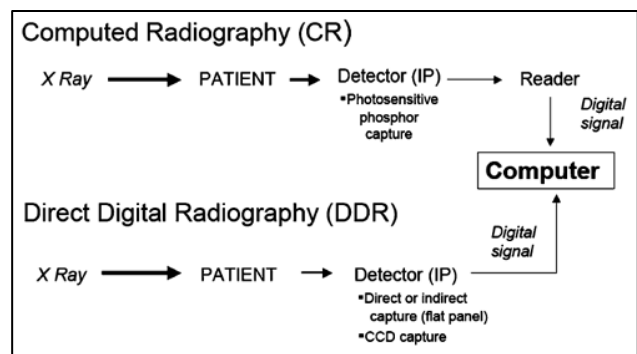
### 1.2.2. DIGITÁLIS LEKÉPEZÉSŰ RADIOLÓGIAI RENDSZEREK<sup>5-9</sup>

Ezek az eljárások abban különböznek a filmalapú technikáktól, hogy a röntgenfelvétel készítése során digitális jel keletkezik, amelyet informatikai rendszerek segítségével fel kell dolgozni, a röntgenfelvétel megjelenítése csak ez után történhet meg. A digitális detektorok típusa alapján kétféle rendszerről beszélhetünk (1. ábra).

Az úgynevezett **Computed Radiography (CR)** a japán Fuji cég fejlesztése. Fő részei az Image Plate (IP) elnevezésű detektor, egy leolvasó berendezés, amely leképezés után leolvassa az IP-n található adatokat, egy analóg-

digitális konverter (ADC), amely digitalizálja az IP-ről leolvasott adatokat. Ezen kívül szükséges egy kompatibilis feldolgozószoftverrel felszerelt számítógépes munkaállomást is a rendszerbe állítani.

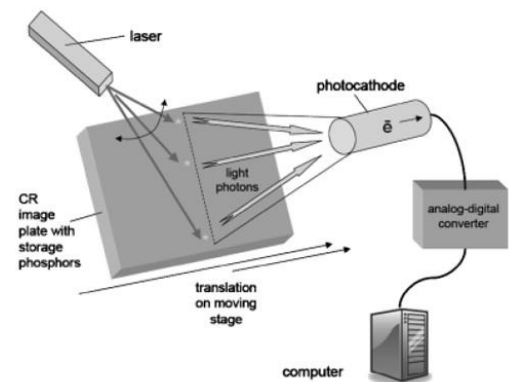
A röntgenfelvétel létrehozásának első lépése a páciens átvilágítása egy hagyományos sugárcsővel gerjesztett röntgensugárral, amelyet egy rugalmas kialakítású, komplex módon kristályosított IP-detektorra vetítenek. A detektor egy kétkomponensű aktivátort (általában európium tartalmú, amely Ba-fluorohaliddal lép reakcióba) és egy fotoszenzitív foszfortartalmú réteget tartalmaz. Ebben a rendszerben a detektor hasonlóan funkcionál, mint a hagyományos technológiában a röntgenfilm, és fizikai védelem okából szintén kazettában tárolják. Amikor röntgensugárzás éri az érzékelőt, az aktivátor reakcióba lép a sugárral, ez fényjelenség kíséretében zajlik le. A lemez a fotoszenzitív foszforréteg segítségével tárolja időlegesen a felvételt, látens kép formájában. Ezt meghatározott időn belül fel kell dolgozni. Mindezen folyamat a röntgenfilmen történő változásokhoz hasonló. A látens képet a leolvasó szerkezet – a leolvasás egy lézer alapú optikai szkennelrel történik, mely a jelátvivő konverter segítségével digitalizálja az IP-n keletkező képet (2. ábra) – számítógépen, monitor



1. ábra: A különböző digitális radiológiai rendszerek működési elve<sup>5</sup>

segítségével jeleníti meg. A kép feldolgozása után az érzékelőn lévő tartalom törlődik, így az újra felhasználható (körülbelül 10 ezer alkalommal, de a detektor élettartalma számos faktortól függ).

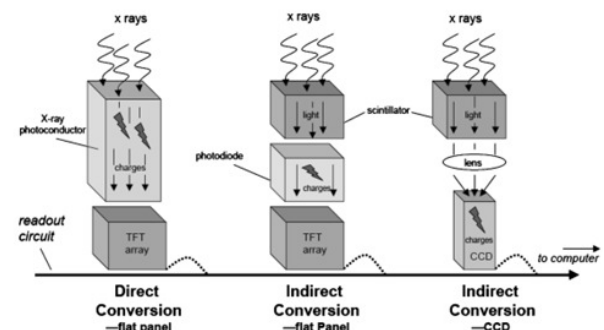
A CR rendszer a hagyományos rendszerekhez hasonló módon fotoemulziós és – dinamikai változásokat vesz igénybe a felvétel létrehozása során. Az alapvető különbség a detektoron felrétegzett anyagok minősége és a látens kép optikai lézerrel történő közvetlen leolvasása.



2. ábra: CR rendszerek leolvasó szerkezetének működési elve<sup>5</sup>

Az ún. **Direct Digital Radiography (DDR)** rendszerek legalapvetőbb különbsége a CR típusú berendezésekhez képest abból áll, hogy a detektor (image plate - IP) magába foglalt, integrált olvasóval rendelkezik. A detektor a páciens átvilágításakor digitális jelet képez, mely közvetlenül továbbítódik a számítógépes munkaállomáshoz. Ez a jellemző természetesen kiiktatja a – CR-ben nélkülözhetetlen – detektor-olvasószerkezet szükségességét, mindez gyorsabb és egyszerűbb munkafolyamatot eredményez. Az ilyen típusú rendszerek két fő csoportja a detektor jellegében különbözik (3. ábra). E szerint léteznek lemezpaneles kialakítású (Flat-Panel Detector - FPD), illetve töltéscsatolt detektorok (Charged-Coupled Detector – CCD).

*Flat-Panel Detector* – a CR berendezésekkel ellentétben itt nem hajlékony, hanem merev érzékelőt használnak, amely külső megjelenésében az analóg rendszerben használt filmkazettához hasonlít. Ennek két típusát különböztetik meg. Míg az egyik direkt útvonalon, közvetlenül konvertálja a röntgensugárzást digitális jellé, addig a másik közvetett módon, fotodiódák (szcintillátor) segítségével. A direkt konvertoros érzékelő egy olyan réteget tartalmaz, amely képes a páciensen átjutott röntgensugarakat közvetlenül elektromos jellé alakítani (X-ray semiconductor). A fotodiódákkal rendelkező detektor az indirekt konvertálás során először látható fénné alakítja a röntgensugárzást, majd azon keresztül állít elő digitális jelet.



3. ábra: A különböző DDR rendszerek működési elve<sup>5</sup>

Közös jellemzőjük, hogy mindkettő egy vékonyfilm-tranzisztorral (Thin-Film Transistor – TFT) alakítja át a digitális jelet, és így értékelhető formában továbbítja a képet a

digitális munkaállomásra. Ezek a típusok tehát közvetlen jelfeldolgozással (direct readout) és csatlakozással rendelkeznek a számítógépes rendszerek felé.

*CCD* – Ez a lemezes detektorokhoz képest kissé régebbi csoport a közvetlen jelfeldolgozású megoldások közül elsőként jelent meg. Technológiája miatt azonban csupán etiológiai szempontból sorolható a DDR rendszerekhez. A CCD rendszer hamar elterjedt és népszerűvé vált a digitális világ számos területén, egyebek mellett a fluoroszkópia és a digitális fényképezőgépek, videokamerák is ilyen elven dolgoznak. Kis mérete és alacsonyabb ára versenyképességet kölcsönöz számára a lemezpaneles detektorokkal szemben. A tipikus CCD-alapú digitális rendszer tartalmaz egy optikai lencsét, amely a fotodiódás szcintillátor által látható fénné konvertált röntgensugarat fókuszálja az érzékelőre, mivel a detektor mérete elhanyagolható a szcintillátorhoz képest. Az érzékelő chip a rá vetülő koncentrált fénysugarakat pixelek formájában digitalizálja, ezt az információt küldi tovább a számítógépnek.

A digitális rendszerek között is nagy különbségek vannak, ebből fakadóan a digitális radiológiai állomásba beruházni szándékozó praxisnak el kell döntenie, melyik technológiát választja. A CR rendszer ellen szóló legnagyobb érv a direkt adatátvitel hiánya, mely a munkafolyamatot bonyolítja és a felvételek átfutásának ideje is nagyobb lesz. Azonban nem hagyható figyelmen kívül, hogy ez a rendszer a digitális radiológiai fejlesztések közül a legkorábbi, ennek köszönhetően kifejezetten érett, minőségi és jól használható képfeldolgozási lehetőségekkel rendelkezik. Jellegéből adódóan a digitális rendszerek közül a legnagyobb mobilitási lehetőségekkel rendelkezik, amely sok állatorvosi praxisban (lógyógyászat) fontosabb szempontot jelent, mint a képfeldolgozás gyorsasága. Ezen kívül jóval olcsóbb beruházásnak számít, mint a DDR típusú rendszerek és a praxis környezetébe is könnyen beilleszthető.

A DDR rendszerek a CR típusú radiológiai állomásoknál jobb képminőséget adnak, detektoruk érzékenyebb. Gyorsabb átfutási sebességűek, ám figyelembe kell venni, hogy gyakran horribilis összegekbe kerülnek, a detektor (asztalba épített volta miatt) immobilis és a telepítés során jelentős változtatásokat kell végezni a berendezés elhelyezésére szolgáló helyiségben.

A CCD technológián alapuló rendszerek egy olcsóbb alternatívát jelenthetnek a DDR rendszerekben belül. Képminőségük jó, azonban nem éri el a flat paneles rendszerek szintjét, ugyanis a röntgensugár konvertálásakor jelentkező fénysugarakat gyűjtőlencse fókuszálja a detektorra. Egy ilyen lencse közbeiktatása viszont a képminőség romlását okozza. A CCD-vel rendelkező radiológiai állomás szintén immobilis. A lencse miatt maga a detektor is stabil

helyzetű, az asztalba van építve. Ebből eredően érthető módon a nagyállat-gyógyászat számára jelenleg nem elérhető.

Összegezve elmondható, hogy a digitális rendszerek rohamléptekkel terjednek el az állatorvosi piacokon. A CR rendszer egy elérhető árú megoldást jelent, melynek képminősége eléri az analóg röntgentechnikát, illetőleg sok esetben meg is haladja azt. A direkt jelfeldolgozású technológiák közül a CCD egy jó képminőséget szolgáltató, gyors feldolgozású technológia, míg a DDR fejlesztések jelentik a képminőség csúcsát, ezek terjedése árak miatt lassabb, de ez az irányvonal nagy változások elé néz a jövőben.

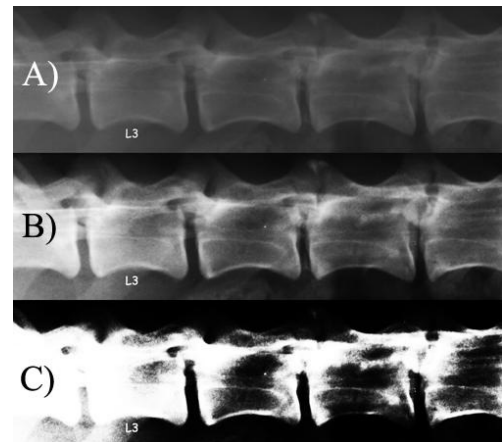
### 1.3. DIGITÁLIS KÉPALKOTÁS ÉS –FELDOLGOZÁS<sup>10-12</sup>

Ugyan a digitális radiológiai állomásokon a felvétel nagyon különböző megoldások szerint jön létre, azonban közös tulajdonságuk, hogy az expozíció után digitalizált információ egy számítógépbe kerül, amely azt feldolgozza és látható, értékelhető képként jeleníti meg az erre szolgáló monitoron. A számítógépes munkaállomáson az információ mátrix formájában rögzül, így a kép felbontása (részletessége) ebben, az úgynevezett pixelek számában mérhető. A mátrix minden értéke a fekete és fehér szín árnyalatait rögzíti, rendszertől függően 8-12 bites mélységben, azaz  $2^8$ - $2^{12}$  (256-4096) számú árnyalat jeleníthető meg. Manapság 4-6 megapixel (MP) között változik a CR-rendszerben kezelt képek felbontása, míg a DDR rendszereknél ez az érték 2-9 MP.

A képek utófeldolgozása (postprocessing) során lehetőség van a megjelenő képek finomhangolására, szükség esetén korrekciójára, a felhasználó igényei szerint. Ebből a célból a gyártók külön szoftvereket mellékelnek a digitális rendszerekhez, amelyekben manipulálhatók az adatok. Mindez egy úgynevezett „look up table”-n (LUT) történik, ennek a segítségével formálható a kép. A szoftver segítségével a túl-, illetve alulexponált felvételek utólag javíthatóak a programban történő sötétítés és világosítás keretében, a kontraszt és élesség is változtatható. Mindezen változások vizuális formában is nyomon követhetők. A LUT-ban különféle, előre beállított paraméterek is vannak, melyek segítségével a vizsgálandó szerv optimális megjelenítésének automatizálására is lehetőség van, ugyanis a páciens röntgensugárral való átvilágítása során jelentkező jellegzetességek (eredendő kontraszt-, illetve részletszegénység) miatt másféle képfeldolgozási értékek beállítására van szükség. A kép természetesen ebben az esetben is utólag rugalmasan manipulálható, erre gyakran szükség is van, hiszen a kép kontrasztossága és részletgazdagsága egymással fordított arányban áll.



Figyelemmel kell lenni arra is, hogy bár a digitális alapú felvételek korrekciójára, igény szerinti módosítására sokkal nagyobb lehetőség van, mint az analóg felvételek esetében, mindezt csak bizonyos kompromisszumok árán tehetjük meg. Amennyiben pl. a 8 bites ( $2^8$  árnyalat) színmélységgel rendelkező digitális röntgenteknika a képet 256 árnyalatban jeleníti meg, a felbontóképességen kívül ez is nagyban megszabja a kép információtartalmát (ugyanazon felbontás mellett egy 9 bites – 512 árnyalatot tartalmazó - felvétel kétszer annyi digitális információt tartalmaz). Ha a radiológiaiailag jellegzetesen kontrasztszegény hasúri szervek (máj, hasnyálmirigy, lép) megfigyelésére kerül sor, a kontraszt emelésével jobban érzékelhetjük a szerv elhelyezkedését, nagyságát és formáját, de ezzel egy időben az adott terület részletgazdagsága folyamatosan csökken (4. ábra). Ennek oka, hogy az erősebb kontraszt két szomszédos színárnyalat közti különbséget növeli meg, amire azért lehet szükség, mert az emberi szem csak minimum 5%-os különbséget képes észlelni az árnyalatok között<sup>3</sup>. Az árnyalatok közti különbség növekedésével azonban a megjelenített árnyalatok abszolút száma csökken. A kontraszt kétszeresére emelésével az eredetileg 256 árnyalat a felére, 128-ra csökken, ezzel együtt a kép részletessége is (a kép mátrixában kétszer annyi érték fog azonos árnyalatként megjelenni a monitoron), annak ellenére, hogy a kép felbontása változatlan marad.



4. ábra: A kontraszt növelésének hatása a képek részletgazdagságára. A) eredeti kép, B) közepes szintű kontrasztnövelés, C) magas kontraszt

#### 1.4. AZ ANALÓG ÉS A DIGITÁLIS JELÁTALAKÍTÁS ÖSSZEHAJONLÍTÁSA<sup>13-19</sup>

Annak ellenére, hogy minden rendszer a röntgensugarakat hívja segítségül a felvétel elkészítéséhez, az érzékelők különböző minősége miatt az elkészült felvételek között is nagymérvű eltérések vannak. Számos kutatás és publikáció született a rendszerek tulajdonságainak vizsgálatából. Ezek sokféleképpen írták le az analóg és digitális technika jellemzőit, majd ezeket összehasonlítva vonták le következtetéseiket. A kutatások egyik hátránya, hogy nehéz a szubjektíven megítélhető képek objektív ábrázolása, az eredmények számszerű közlése. Az alábbiakban a különbségeket a publikációkban általánosan használt szempontok szerint írjuk le.

### 1.4.1. TÉRBELI FELBONTÁS

A térbeli felbontás alapvető jelentőségű két különböző képrészlet egymástól való elkülönítése szempontjából. Minél nagyobb a detektor felbontóképessége, annál finomabb, részletesebb képet kapunk. A felbontás népszerű mértékegysége a pixelek száma, bár gyakorlatiasabb a mm-enkénti vonalak számának használata (line per millimeter – LPM, 1 mm 3,78 pixellel egyenlő). A kép árnyalatmélysége mellett ez az egyik alapvető fontosságú paraméter, amely alapján meghatározható a felvétel minősége.

Az analóg, filmalapú rendszerek felbontása nehezen írható le, mivel a technika alapvetően az AgBr reakcióján működik, amely után az elemi Ag feketére színezi az adott képterületet, míg az érintetlen AgBr az előhívás során lemosódik a filmről. Ebből kiindulva kijelenthető, gyakorlatilag a végtelenhez közelít az analóg technika által készült kép felbontása, ugyanis a filmen atomi szinten történnek változások a röntgensugarak hatására. Ám a helyzetet bonyolítja, hogy csupán a film használata rossz minőségű képet eredményez, egyrészt az AgBr röntgensugárzás iránti alacsony érzékenysége, másrészt a röntgensugarak testbe hatolásakor jelentkező szóródásból (scattering) fakadó, erős intenzitású szellemkép (ghost) kialakulása miatt. Az AgBr alacsony szintű érzékenysége erősítőfóliák használatával javítható, amelyek egyúttal a felvételen rögzülő fotokémiai változások 90%-áért felelősek. A fóliára felrétegzett anyagok tulajdonságai hatással vannak a felvétel térbeli felbontására, ennek oka az, hogy a szemcseméret növekedése a kép felbontásának romlásával jár együtt. A röntgensugarak szóródásából eredő melléktermékek jelentkezése rács használatát teszi szükségessé ahhoz, hogy jó minőségű felvételt kapjunk. A rács javítja ugyan a kontrasztot, de felépítéséből fakadóan csökkenti a kép felbontását, hiszen maga is elnyel a rács vonalaiban röntgensugarakat.

A digitális radiológiai technológiák esetében a felbontás kérdése egészen máshogy alakult, mint az analóg technikánál, ugyanis rendelkezzen bármilyen magas felbontással az adott digitális rendszer, az a digitalizálás következtében véges. A CR technológia esetében, bár nincs funkcionális különbség a filmalapú rendszerekhez képest, ugyanis a felvétel létrehozásának első lépése szintén kémiai reakciókon alapszik, a kép felbontását több tényező is befolyásolja. A CR-típusú detektor leolvasását lézer végzi, ennek használata a kép felbontását csökkenti, mivel a leolvasás során a lézersugár is szóródik, így a digitalizált információ életlenebb képet tartalmaz. Ezen kívül a lézeres leolvasás után történő jelátvitel (direct readout) is erősen csökkenti a felvétel élességét. Az élesség csökkenése maga után vonja az érzékelő alacsonyabb felbontását is.

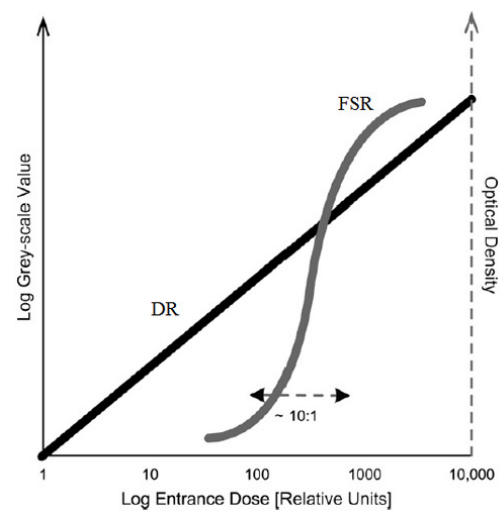
A DDR rendszerek érzékelőjének felbontását kizárólag az szabja meg, hogy mekkora méretben és milyen sűrűn helyezkednek el a röntgensugarak detektálását végző fotokonduktoros, illetve szcintillátoros elemek. A jelenleg zajló fejlesztéseknek köszönhetően folyamatosan növekszik a DDR érzékelőjének felbontása, a piacon elérhető berendezések 2-9 MP (millió képpont – megapixel) felbontásúak. A 9-10 MP érték megfelel egy 35 x 43 cm méretű, standard röntgenfilm nagyságának, viszont ez a paraméter a felsőbb árkategóriájú rendszerekre jellemző.

#### 1.4.2. DINAMIKUS TARTOMÁNY

A dinamikus tartomány azt határozza meg, hogy a detektorra érkező röntgensugár dózisa milyen mértékben jelenítődik meg és tárolódik el a felvételen. Ez úgy állapítható meg, hogy megmérjük, melyek azok a minimális és maximális belépő sugárdózisok, amelyek között a feketétől a fehérig terjedő színárnyalatok láthatók. Ez a tulajdonság két tényezőt is befolyásol. Egyrészt döntő mértékben meghatározza, milyen nagy dózis szükséges a páciens átvilágításakor ahhoz, hogy jó minőségű kép keletkezzen, másrészt adott dózis mellett a páciens testének radiodenz- és lucens területei különböző mértékben nyelik el, illetve engedik át a röntgensugarakat, így a röntgensugarak különböző intenzitással érik el a detektort. A dinamikus tartomány ez esetben azt befolyásolja, hogy a kép egyes alul-, illetve túlexponált részletei milyen mértékben jelennek meg, illetve „égnek ki” (kiégésnek az egynemű, részleteket nélkülöző, homogén és értékelhetetlen képrészletek jelenlétét nevezzük).

A filmalapú detektálás sajátossága, hogy az AgBr réteg alacsony érzékenységű a röntgensugarak szempontjából, ez a tényező több szempontból is módosítja a dinamikus tartományt. Eleve magas szinteken állapítható meg az a minimális dózis, amely reakciót okoz a filmen, és amennyiben a dózist tovább emeljük, az AgBr-réteg érzékenysége rohamosan nő, és hamar eléri azt a dózismaximumot, amely felett már kiégést tapasztalunk. A dózismennyiséget és a képen megjelenő színárnyalatok intenzitását párhuzamosan ábrázolva, szigmoid görbét kapunk (5. ábra), amelyen jól látható az analóg film jellegzetessége. A görbét tanulmányozva tapasztalhatjuk, hogy a páciens testének azon anatómiai részei, amelyek a leginkább, illetve legkevésbé engedik át a röntgensugárzást, az azoknak megfelelő képterületek a leginkább kontrasztszegények és a legrosszabban értékelhetőek, ugyanis a dóziskülönbségek változásával itt már sokkal kevésbé különböznek az árnyalatok, mint a dinamikus tartomány más, közbülső részein.

A digitális technológia a detektoron alkalmazott anyagok minősége miatt – pl. fluorohaliddal reagáltatott eurórium a CR-ben, fotodiódák és –konduktorok a DDR-ben – más dinamikai tartományban képesek a képet ábrázolni és tárolni. Nagy különbség tapasztalható az analóg technikához képest, ugyanis ezen rendszerek érzékelőik fokozott érzékenysége miatt jóval szélesebb tartományban képesek a röntgensugárzást detektálni. Gyakorlatilag a teljes értékes dózistartomány használható röntgenfelvételek készítésére, bizonyos kompromisszumokkal. Ha az analóg technika jellemzéséhez hasonlóan a dózismennyiséget a színárnyalatok intenzitásával kapcsoljuk össze, a grafikonon egy lineáris terjedést látunk (5. ábra). Ez azt jelenti, hogy a dózis fokozatos emelésével arányosan növekszik a színskála mélyülése a fehértől a fekete szín felé. Így az anatómiai viszonyok okozta dóziskülönbségek arányaikban hasonlóan különböző árnyalatokban ábrázolódnak a felvételen, ez meglehetősen kontrasztos, intenzív és részletgazdag képet eredményez.



5. ábra: A dinamikus tartomány eltérései az analóg (Film-Screen Radiography - FSR) és a digitális (DR) radiológiai rendszerek esetében<sup>6</sup>

### 1.4.3. DÓZISSZINT

Számos kutatás a radiológiai rendszerek detektorainak azt a tulajdonságát hangsúlyozta ki és vizsgálta, hogy mekkora dózusra van szükség ahhoz, hogy biztonságosan értékelhető és diagnosztizálható felvételt nyerjünk. Manapság a munkahelyi körülmények javítása, a személyi biztonság iránti feltételek szigorodása, és a páciensek veszélyeztetésének csökkentése alapvető céllá vált a legtöbb fejlett világbeli országban, így nálunk is. Eszerint a dózismennyiséget, amely a kezelő személyzetet és a pácienszt éri, minél alacsonyabb szintre kell állítani, a lehetőségekhez képest.

A felvétel elkészítéséhez szükséges dózismennyiség abszolút értéke számos tényezőtől függ. Befolyásolja az átvilágítandó test vastagsága, minősége, a rács használata (ez növeli a dózisingényt), a filmes rendszereknél az erősítőfóliák használata (alacsonyabb dózist tesz lehetővé), a páciens pontos rögzítésének lehetőségei és a detektor típusa, minősége.

A detektálás dózisingényeinek különbözősége a dinamikus tartománynál ábrázoltak alapján kikövetkeztethető. Eszerint az analóg technikáknál az AgBr alacsony érzékenysége miatt szükséges a magasabb dózisértékek használata, még erősítőfóliák igénybevétele esetén is. A

dinamikus tartomány minimumához közelítve egyre kevésbé értékelhető képet kapunk a kontraszt elégtelensége folytán, ezen kívül az átvilágított test egyre nagyobb részei maradnak átvilágítatlanul (vak foltok).

A DR technikák esetében a jóval szélesebb dinamikai tartomány és a detektor magasabb érzékenysége miatt, az ilyen téren folytatott kutatások érdekes eredményre vezettek. Bármilyen digitális radiológiai vizsgálatot vettek számba, minden esetben az volt tapasztalható, hogy a dózismennyiséget átlagosan 50%-kal csökkenteni lehetett, és az így elkészült felvételek is legalább olyan részletgazdagok lettek, mint az analóg technikával készített kontroll felvételsorozat, de számos esetben meg is haladták azok minőségét.

#### 1.4.4. ELRONTOTT FELVÉTELEK ARÁNYA

Az állatorvosi praxisok számára a kép minősége mellett alapvető fontosságú kérdés még az, hogy milyen arányban keletkeznek rosszul sikerült, alul- és túlexponált, illetve általában véve értelmezhetetlen felvételek. A leselejtezett képek számának magas aránya a munkafolyamatot bonyolítja és a költséghatékonyságot is rontja. Ezen kívül nem szabad figyelmen kívül hagyni, hogy az elrontott felvételeket a legtöbb esetben szükséges újra elkészíteni, ezáltal a magas selejtezési arány a kezelő személyzet és a páciens sugárterhelését is növeli.

Amikor azt vizsgálták meg független kórházi radiológiai osztályokon, hogy az analóg, illetve digitális rendszerrel készített felvételek milyen arányban kerülnek leselejtezésre, számottevő különbségeket tapasztaltak. A vizsgált osztályok először analóg technológiával dolgoztak, a selejtezett képek aránya 2,1% volt. Ennek okaként expozíciós gondokat (38,6%), illetve a páciens pozícionálásának hibáját (28,2%) jelölték meg. Bemozdulásos hibák 6,5%-ban jelentkeztek. Mindezek után az osztályokat digitális rendszerrel szerelték fel, a vizsgálatok szerint ezt követően a selejtezési arány 1,3% lett, ami 38,1%-os csökkenést jelent. Az okok többsége a páciens pozícionálásából (55,4%) fakadt, míg az expozíciós és bemozdulásos hibák rendkívül alacsony értéket (7,4, ill. 2,3%) kaptak<sup>15</sup>. Más szerzők<sup>16</sup> még ennél is sokkal nagyobb mértékű különbséget mértek, amely szerint az analóg berendezésekkel 27,6%-os a selejtezési arány, míg a digitális rendszerek esetében 2,3%. Az alacsony selejtezési arány jótékony velejárója a páciensek sugárterhelésének redukciója volt.

A filmalapú és a digitális jelfeldolgozással dolgozó rendszerek előnyeit és hátrányait az alábbi táblázatban (1. táblázat) ábrázoltuk.

1. táblázat: Az analóg és digitális radiológiai rendszerek összehasonlítása

	Analóg	CR	FPD	CCD
<b>Beszerzési ár</b>	+	++	+++	++
<b>Előállítási költség</b>	+++	++	+	+
<b>Munkafolyamat</b>	+++	++	+	+
<b>Tárolás és adminisztráció</b>	+++	+	+	+
<b>Felbontás</b>	+++	++	+ / ++	++
<b>Kontraszt</b>	+	+++	+++	++
<b>Dózisigény</b>	+++	++	+	++
<b>Hibás felvételek aránya</b>	+++	+	+	+
<b>Mobilizálási lehetőség</b>	+++	+++	-	-

Jelmagyarázat:

-	Nincs
+	Alacsony/Egyszerű
++	Közepes/Közepesen bonyolult
+++	Magas/Bonyolult

A digitális technológia ára jelenleg meghaladja az analóg eszközökét. Nem szabad figyelmen kívül hagyni, hogy vannak állatorvosi praxisok, amelyek anyagi lehetőségeik, illetve tevékenységük jellegzetességéből adódóan (alacsony betegszám, kevés radiológiai eset) kénytelenek az anyagilag kivitelezhetőbb megoldást választani. Ezért sok praxis még manapság is a hagyományos berendezések mellett dönt, elsősorban az analóg technika jóval kedvezőbb kezdeti beruházási költségei miatt, noha a röntgenfelvételek elkészítése ezek esetében nagyobb költséget és több fáradságot igényel.

Vizsgálatainkkal arra próbálunk választ adni, hogy az ilyen mozgástérrel rendelkező praxisok számára létezik-e alternatív megoldás a minőségi felvételek előállítására a filmalapú technika igénybevételével. Jelen dolgozatunk első részében a különböző radiológiai rendszerekbe való betekintés után az analóg és digitális technikák összehasonlításával foglalkoztunk, beleértve azokat a munkaállomásokat, amelyek fejlett képfeldolgozó programokkal dolgoznak.

Ahogy a különböző rendszerek leírásában kifejtettük, a digitális berendezések által létrehozott kép kontraszt tulajdonságai meglehetősen jók. Így ezek a korszerű berendezések ilyen szempontból a diagnosztika munkáját nemigen korlátozzák. Az analóg radiológiai technikák a film jellegzetességeiből adódóan meglehetősen szerény kontraszt tartományt nyújtanak (lsd. dinamikus tartomány), ezáltal a szomszédos, egyúttal hasonló radiodenzitással rendelkező anatómiai képletekről készített röntgenfelvétel elemzése sok esetben nehéz feladat elé állítja a vizsgálót. Ez igaz abban az esetben, ha a képrészlet a nagy mértékben radiodenz területeknek megfelelően a szintartomány fehér végletébe hajlik és akkor is, amikor ennek

ellenkezője tapasztalható, a radiolucens területek ábrázolásakor a fekete szín sötétebb és egymással rokon színárnyalatai jelennek meg. Bár a két vélet között viszonylag elfogadható a kontrasztterület terjedése, a helyes diagnózis megállapításához elengedhetetlen a színskála szélső értékeibe eső képrészletek vizsgálata is.

Mára az analóg röntgenfelvételek utólagos digitalizálásával is lehetőség nyílt az ún. posztprocesszív képfeldolgozásra, az ehhez segítségül hívható számítógépes programok tárháza meglehetősen széles. Kutatásunkban megpróbáltuk a filmes röntgentechnika gyengeségeit és hiányosságait tompítani az általunk kiválasztott, a képek utó-feldolgozására szolgáló szoftverek segítségével.

## 2. ANYAG ÉS MÓDSZER

A kutatás helyszíne a Szent István Egyetem Állatorvos-tudományi Karának Központi Oktató Kisállat-kórháza, Klinikája és Sebészeti Tanszéke volt. A klinika radiológiai osztályának beteganyagát és berendezéseit használtuk fel arra, hogy megfelelő számú beteget és esetet dolgozzunk fel. A felhasznált betegállomány egésze a 2011. évben került a kórház gondozása alá.

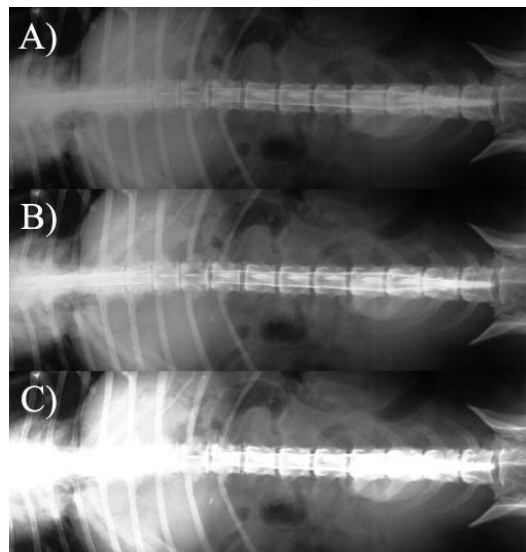
Kutatásunkhoz meg kellett állapítanunk, melyek azok az elváltozások és betegségek, amelyekről röntgenfelvétel készült, és ezek a felvételek alkalmasak-e arra, hogy a kutatás céljának megfelelően feldolgozhatók, értelmezésük egyértelmű és az eredmények statisztikailag leírhatók legyenek. Számos lelet áttekintése után azon mielográfiás vizsgálatok mellett döntöttünk, melyek pozitív eredménnyel jártak (a mielográfia pozitív lelete különböző eredetű képletek, kóros folyamatok okozta, a gerincvelőre ható kompresszió következménye). A betegek gyűjtése a kórház számítógépes adatbázisa segítségével történt.

A röntgenfelvételek szintén a klinika radiológiai osztályán készültek. Az osztályon két analóg rendszerű radiológiai berendezés található, melyek közül az egyik szolgál a mielográfiák készítésére. Ez a berendezés egy Varian márkájú, „RAD 68” típusú röntgensövet tartalmaz, melyet „Diamond” ház borít. A cső 150 kVp csúcsteljesítményre képes, kibocsátott röntgensugara 2 dimenzióban rekeszelhető és fókuszálható. A felvételek Primax RTG-G típusú zöldérzékeny, 35 x 43 cm nagyságú filmekben vannak detektálva, amelyeket 400-as erősítésű, szintén zöldérzékeny erősítőfóliát tartalmazó kazettában tároltak. Az elkészült felvételeket automata filmkidolgozással, Tetenal ROENTEROLL CRE hívóval hívják elő, amelyeket ezután Tetenal SUPERFIX MRP folyadékban fixálnak. A kazetták és a rasterek az AGFA cég termékei.

A kiválogatott felvételeket egy filmnéző szekrényen helyeztük el, majd az e felett elhelyezett fényképezőgép-tartó kar segítségével, digitális fényképezőgéppel rögzítettük. A fényképezőgép Pentax k10D típusú, 10,2 millió hasznos képpont (3872 x 2592 pixel) felbontással (10,2 MP) és 23,5 x 15,7 mm-es nagyságú CCD érzékelővel rendelkezik. A digitális rögzítés a legnagyobb minőségű és felbontású DNG típusú RAW fájlformátumban történt. Minden felvételről -1; 0 és +1 expozíciós értékű), tehát összesen 3 darab digitális kép készült monokróm formában, 16 bites színmélységgel ( $2^{16} = 65.536$  árnyalat).



A tanulmányba azokat az eseteket válogattuk be, ahol a kórlap adatai alapján a kompresszív elváltozás a Th9-L3 régióra esett. Ily formában 18 kijelölt kutya 58 röntgenfelvétele került digitális rögzítésre, összesen 174 kép formájában. Első lépésként az elkészült képek az Adobe Photoshop CS3 nevű képfeldolgozó programba kerültek, ahol azokat az eredeti röntgenfelvételt alapul véve, digitális formában rekonstruáltuk. Annak érdekében, hogy minél jobban megközelítse az eredeti felvétel minőségét, az utólagos kontrasztosítást kiiktattuk, a világosságot és az expozíció értékét az eredeti felvétellel megegyezően állítottuk be. Ennek eredményeként a digitális formátum nagymértékben megközelítette a kontroll röntgenfelvétel minőségét. Ezt a folyamatot a felvételenként elkészített három darab, különböző expozíciós értékekkel készített képek mindegyikén végrehajtottuk. Miután elkészültek a digitális másolatok, a következő lépésként a képeket a legnagyobb elérhető minőségben, a fájl tömörítés (utólagos adat- és részletvesztés veszélye) elkerülése érdekében Tag Image File Format (TIFF) fájlformátumban mentettük el, az eredeti RAW fájlhoz hasonlóan 16 bitmélységben.



6. ábra: Különböző expozíciós értékekkel digitalizált képek. A) -1, B) 0, C) +1 exp.

Az elkészült három különböző expozíciós értékkel készült kép ez után összehasonlításra és elemzésre került, majd kiválasztottuk az általunk legjobbnak ítélt képet, és a későbbiekben ezzel foglalkoztunk. Jellemzően a -1 expozíciós értékkel készült képek kerültek kiválasztásra, ugyanis a 0 és +1 értékű képeknél a röntgenfelvétel világosabb területein a digitalizálás során részletvesztést tapasztaltunk (6. ábra). Így az eredetileg 174 képből hármásával kiválasztottuk a legjobbakat, tehát összesen 58 kép került felhasználásra. Miután a standard módon elkészült képeket kiválasztottuk, és TIFF formában elmentettük, a folyamat következő lépéseként a röntgenfelvételekhez csatolt kórházi leleteket és a diagnózist alapul véve, a képekből a számunkra fontos részleteket kivágtuk. A Th9-L3 csigolyák közötti területet elemezve, átlagosan 6-8 csigolyának megfelelő képrészletet vágunk ki.

A kivágott képrészletet ezután a MathWorks cég Matlab nevű, R2010a típusjelű programjába töltöttük. Ez egy speciális, matematikai algoritmusokkal dolgozó program, amely interaktív környezetben teszi lehetővé a programnyelvek használatát, ezen kívül numerikus alapú mátrixszámításokat és adatok elemzését végzi. A programnak saját

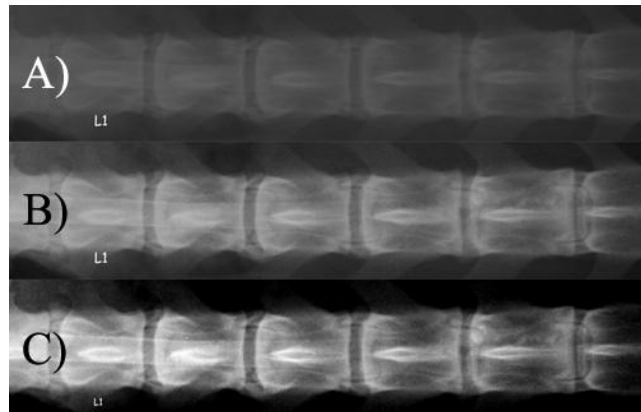
programnyelve van. A kivágott és TIFF fájlként elmentett képeket betápláltuk a programba, mely azokat mátrix formában dolgozza fel. Ennek eredményeként a kép minden egyes pixele a 16 bites rendszerben – amely a fekete és fehér színek összesen 65.536 árnyalatát jelenti – egy számadatként jelenik meg. Így a kép a program segítségével nagyon rugalmasan manipulálható.

A képrészleteket feltöltés után vizuálisan ábrázoltuk, majd megjelenítettük a hozzájuk kapcsolódó „colormap” nevű színskálát. A colormap a „colormap editor” nevű programrészlettel együtt olyan formában mutatja meg számunkra a képen található összes árnyalatot, hogy egyszerű kezeléssel azok egyenként, és akár egymástól függetlenül módosíthatóvá válnak. A módosítások a programban vizuálisan nyomon követhetők. Lehetőség van a monokróm, fekete-fehér árnyalatok különböző színekben való megjelenítésére is, a színátmeneti folytonosság érintetlenségével, vagy akár annak kiiktatásával. Ezen az úton tehát az ún. hamis színezésre is lehetőség van.

A Matlab-ban folytatott munkánk célja az volt, hogy a képek monokróm jellegét és színátmeneti folytonosságát változatlanul hagyva, azon képrészleteket meghagyjuk, amelyek a mielográfia értékelésének és a diagnózis szempontjából nélkülözhetetlenek, viszont minden olyan más területet kiiktassunk, amely ilyen téren számunkra fölösleges. Ezzel az eljárással a csigolyákat és a kontrasztanyag árnyékát figyelemmel kísérve redukáltuk az egyéb anatómiai részleteket (7. ábra). A teljes színskálát a meghagyott területeken újraosztottuk, így a korábban szűk színtartománnyal rendelkező területek markánsabb képet kaptak, amely azonban a módszer jellegzetességéből adódóan, és a kontraszt szintjének emelésétől eltérően (ld. 1.3. fejezet) nem minősül képrészlet-vesztésnek. Ezt az eljárást a digitális radiológiában ablakolásnak („windowing”) hívják, és például a komputertomográf rendszerek széles körben alkalmazzák. Az így elkészült módosított képet szintén TIFF formátumban mentettük el, a tömörítésből származó utólagos információvesztés elkerülése végett.

Azt reméltük, a módosítás hozzájárul ahhoz, hogy megvizsgálhassuk a kép mátrixtartományát alapul véve, hogy a szelektív vizuális megjelenítéssel vajon pontosabban értékelhető-e a mielográfia. Emellett van-e olyan részlete a felvételnek, amely eredetileg nehezen látható és elkülöníthető a környezetétől, ugyanakkor az ablakolással végrehajtott módosítás után, digitális formában könnyebben észlelhető?

A röntgenfelvételekről készült digitális képeket felhasználva készítettünk olyan módosításokat is, amelyek a korszerű képfeldolgozó programok által kínált kontrasztosítást, illetve világosítást/sötétítést segítségül hívva készültek, azt szem előtt tartva, hogy lehetőleg minél jobb eredménnyel járjunk (7. ábra). Ezeket a képeket az Adobe Photoshop CS3 programban készítettük el, olyan eljárási sémát követve, amelyek a DR rendszerek munkaállomásainak sajátja. A képek szintén TIFF formátumban lettek elmentve.



7. ábra: Az eredeti és módosított képek közötti eltérések.  
A) eredeti felvétel, B) kontraszt és világosság korrekciója,  
C) Matlab programban végrehajtott windowing

Következő lépésünkben a képeket méret szerint standardizáltuk. Ezt úgy oldottuk meg, hogy véletlenszerűen kiválasztottunk egy képet, amelyen az első lumbalis csigolya testének hosszát az Adobe Photoshop CS3 nevű programban pixelek formájában megmértük. A kapott értéket alkalmazva módosítottuk a többi kép méretét, az eljárást követően valamennyi kép az L1 csigolya tekintetében azonos méretű lett.

Az összehasonlító vizsgálatot kétféle, dorsoventralis és laterolateralis irányú felvételekről készített digitalizált képeken végeztük. Az analóg, eredeti felvételtől készített képeket háromféle formációban (módosítás nélküli kontroll digitális kép a röntgenfelvételtől, Matlab programban végzett windowing, egyszerű kontrasztosítás a világosítás korrekciójával – Improvement of Contrast and Brightness – „ICB”) kezeltük. A képeket, függetlenül attól, hogy melyik beteghez tartoznak, és függetlenül attól is, hogy a háromféle módszer közül melyikkel készültek, egy csoportba rendeztük, majd ez után véletlenszerűen megjelenítettük őket monitoron, az Adobe Photoshop CS3 megjelenítő funkcióját felhasználva. A vizuális megjelenítés során a képek elemzésére került sor, amelyet minden esetben ugyanazt az elvet követve végeztünk. Megkerestük a kontrasztanyag által okozott radiodenz árnyékot mind cranialis, mind caudalis irányból, majd azt követtük egészen addig, míg az egyértelműen azonosítható volt. A kompresszió helyén – ahol a gerincvelő üregében nem, illetve nem egyértelműen volt észlelhető a kontrasztanyag – megjelöltük a képet.

Ez után a munkafolyamat után a képek rendezését végeztük el, amelynek keretében azokat, az alapul szolgáló röntgenfelvételek szerint csoportosítottuk, majd az elemzésből származó adatok gyűjtésére került sor. Az adatok feldolgozása olyan módon történt, hogy a röntgenfelvétel digitalizálása során nyert érintetlen kontroll képeken, a jelöléstől az x-

tengelyen számított -100 pixelt tekintettük kiindulópontnak. A többi 2 képen ugyanezt a pontot tekintettük kiindulásként, s a jelölések helyének az x-tengelyen való leolvasása ennek figyelembevételével történt. Amennyiben a módosított és vizsgálat alá helyezett képen a kontrasztanyag nehezebben és rövidebb szakaszon látható, mint a natív képen, akkor az 100 pixelnél kevesebb értéket kap, ellenkező esetben annál többet.

A vizsgálat alá került 18 kutya 58 röntgenfelvételének digitalizálása, és két módszer alapján történt képfeldolgozása után háromszor 58, összesen 174 képet tanulmányoztunk. A felvételekről készült kontroll képeken a kontrasztanyag által vetett radiodenz árnyék térszűkítő, kóros folyamatok következtében kialakuló megszakadásának helyétől 100 pixel hosszúságú szakaszra alapoztuk méréseinket. Képenként 1-4 ilyen szakaszt vettünk számításba, ugyanis a kontrasztanyag a gerincvelő üregének – mind dorsoventralis, mind laterolateralis irányban – két felületén hagy határozott nyomot a röntgenfelvételen, aminek oka abban keresendő, hogy ezeken a területeken nagyobb sűrűségű és keresztmetszetű réteg áll a sugárnyaláb útjába. Azokon a képeken, ahol mind atlantooccipitalis, mind lumbalis punctio is történt, cranialis és caudalis irányból összesen 4 vonal alakú árnyék terjed az elválkozás helyéig, ezeket mind számításba vettük.

Ilyen módon az 58 röntgenfelvételtől összesen 135 mért adatot nyertünk, ezeket összehasonlítottuk a módosított képekről nyert adatokkal. Így összesen 405 adatot dolgoztunk fel.

### 3. EREDMÉNYEK

A vizsgálat alá került röntgenfelvételek digitalizálása, posztprocesszív feldolgozása után az adatokat kigyűjtöttük, és rendszerezés alá helyeztük. Az adathalmaz feldolgozása után statisztikailag – korreláció analízis, lineáris regresszió, középértékek kiszámítása és az eloszlások százalékos

értékeinek bemutatása

segítségével – elemeztük az

adatokat. Elsőként áttekintettük

a teljes adattartományt, hogy

előzetes információkat

szerezzünk a kutatás során

szerezett adatok kereteiről. A

pontgrafikonon (8. ábra) az

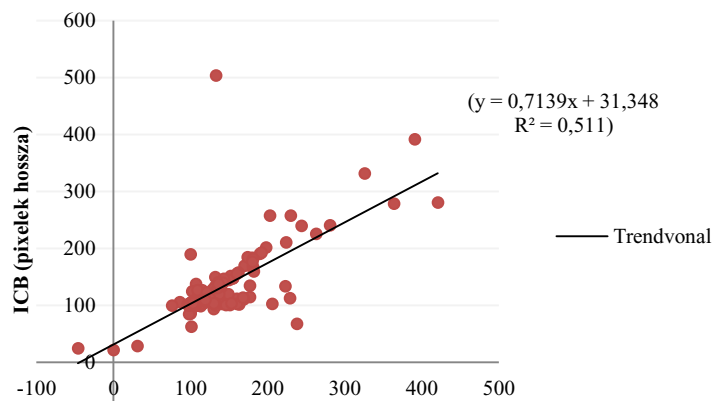
adatokat úgy illusztráltuk, hogy

láthatóvá tegyük, a két különböző módszer (Matlab programban végzett ablakolás – ábrákon „windowing”, illetve az Adobe Photoshop CS3 szoftverben végzett kontrasztnövelés és világosítás korrekciója, Improvement of Contrast and Brightness – az ábrákon „ICB”) által végzett módosítások után a kapott értékek egymáshoz való viszonyítása milyen eredménnyel jár. Az ábrán az 58 képcsoportról nyert, összesen 405 mérés szerepel.

Az ábra részletesebb tanulmányozása során feltűnik, hogy az eredeti felvétel digitalizálása során nyert kontroll képen alapadatnak tekintett 100 pixel hosszúságúra mért röntgenárnyékhoz képest az esetek egy részében hosszabb, illetve sokkal hosszabb árnyékot mértünk mind a kontrasztosítás és világosítás keretében javított, mind a Matlab programban való ablakolással készített képeken.

Látható egyúttal, hogy előfordultak olyan esetek, amikor a módszerek nem érték el a kontroll kép 100 pixel hosszúságát, vagyis rosszul teljesített.

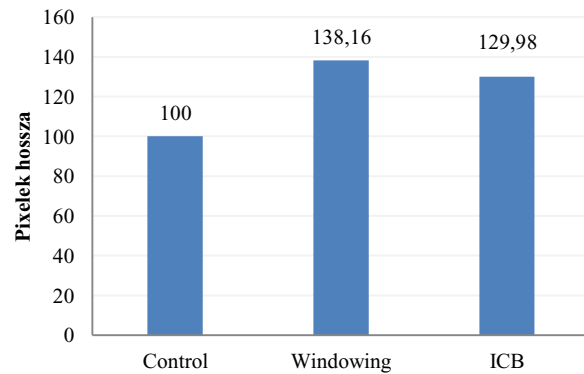
A pontgrafikon információi szerint a mérések túlnyomórészt jó eredménnyel jártak, hiszen meghaladták a 100 pixel hosszúságot. A két mérés eredményei között pozitív és szorosnak mondható összefüggés van: az  $R^2$  értéke 0,511, amiből adódik, hogy a korrelációs együttható ( $r$ ) 0,715, ami erős kapcsolatot jelez. A trendvonal egyenlete alapján (mivel az egyenes meredeksége kisebb, mint 1) ugyanazon kép esetében a windowing eljárással nagyobb valószínűséggel kapunk jobb eredményeket (nagyobb pixelhosszúságot), mint az ICB módszerrel.



8. ábra: A windowing és ICB módszerek keretében kapott pixelhosszok egymáshoz viszonyítása, a teljes adattartományban

Ahhoz, hogy elemezhetőbbé tegyük az adatok által nyújtott információt, több szempontból kell azokat megvizsgálnunk, és különféle szempontok szerinti csoportosításra is szükség van. Elsőként kiszámoltuk, átlagosan hány pixel hosszúságú szakaszt eredményezett a windowing, illetve az ICB módszer. Ezt a következő grafikonon (9. ábra) láthatjuk.

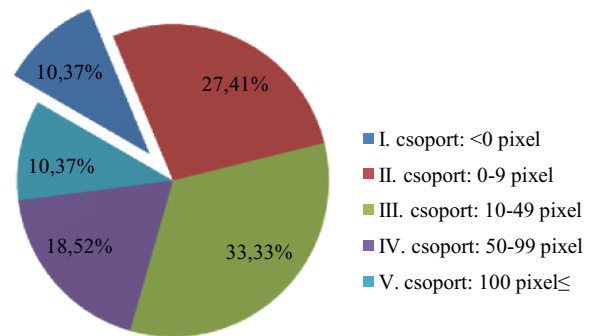
Az eredmények azt mutatják, hogy a windowing módszer átlagosan 38,16%-kal hosszabb röntgenárnyékot volt képes megjeleníteni a kontroll képekhez képest, egyúttal mintegy 8,18 százalékponttal többet ért el az ICB módszer átlagosan 129,98 pixelhosszához viszonyítva.



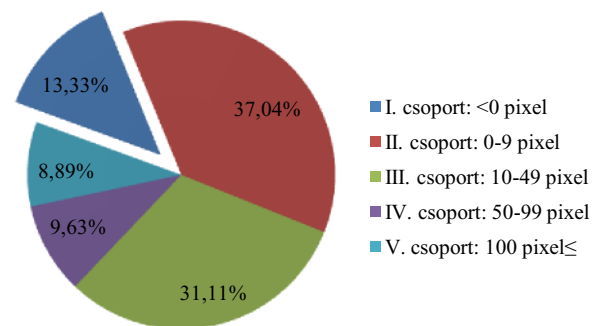
9. ábra: A képfeldolgozási módszerek által elért átlagos pixelhossz, a teljes adattartományban

Következő lépésünkben az adatokat a képfeldolgozási módszerek mellett minőségük szerint is felosztottuk, így szelektív módon következtethetünk arra, hogy melyik eljárás milyen eredménnyel járt a kontroll képekhez képest. A pixelhosszokat mértékük szerint osztottuk több csoportba. Külön kezeltük azokat az adatokat, amelyek arról tanúskodnak, hogy rosszabb teljesítményt ért el a képfeldolgozás a kontrollhoz képest, vagyis a mért árnyékosság kevesebb, mint a kontroll képen számított 100 pixel (I. csoport). A következő csoportba azokat az adatokat rendeztük, amelyek 0 és 9 pixel közötti különbséget mutatnak a kontrollhoz viszonyítva. Az ebbe a csoportba tartozó számokat úgy értelmeztük, hogy bár nem mutatnak romlást, de a különbség nem éri el a 10%-ot, vagyis az nem tekinthető szignifikánsnak (II. csoport). A III-IV. csoport tartalmazza azokat az értékeket, amelyek 10 és 49, illetve 50 és 99 pixel közötti különbséget jeleznek. Ezek már észrevehető, illetve jelentős változást mutatnak. Az V. és egyben utolsó csoport feltűnően nagy értékeket tartalmaz, ezek közé azok az árnyékosságok tartoznak, amelyek a kontroll képek árnyékához képest minimálisan 100 pixellel (100%-kal) nagyobb eredményt értek el.

Ahogy az a 10. ábrán is látható, a Matlab programban végzett windowing esetében a képek összességét tekintve 10,37% azoknak az adatoknak az aránya, amelyeket az I. csoportba helyeztük. Ugyanez az arány a kontraszt és világosítás korrekciója esetében 13,33% (11. ábra). A II. csoportba tartozó értékek aránya a windowing esetében 27,41%, az ICB kategóriájában pedig ugyanott 37,04%-ot mértünk. A két csoportot együtt értelmezve a windowing 37,78%-ot ért el, szemben az ICB kategória által elért 50,37%-kal.



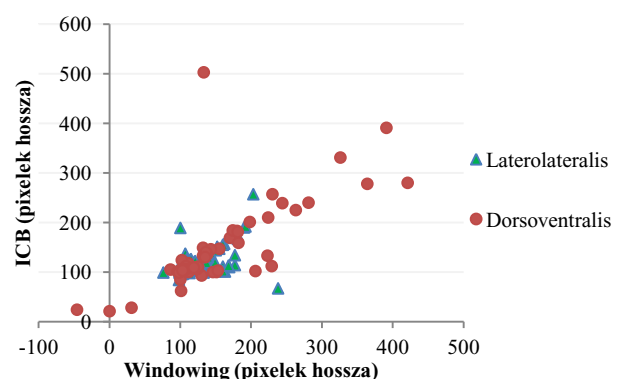
10. ábra: A windowing eljárás keretében kapott pixelhossz-különbségek, a kontrollképekhez viszonyítva (teljes adattartományban)



11. ábra: Az ICB eljárás keretében kapott pixelhossz-különbségek, a kontrollképekhez viszonyítva (teljes adattartományban)

A következőekben azokat az adatokat elemeztük, amelyek a vizsgálataink statisztikai értékelése szerint jó eredményt értek el. Annak, hogy a III. (10 és 49 közötti pixelhossz) és a IV. (50-99 pixel) csoportot értékelésünkben külön kezeljük, nincs számottevő értelme, ugyanis ezek előfordulása meglehetősen heterogén, ezen kívül járulékos információk nem érhetőek el arra vonatkozóan, miért ért el az egyik mérés kevesebb, illetve a másik több javulást. Ennek alapján, összegezve azt állapítottuk meg, hogy a III-IV. csoportba tartozó elemek aránya a windowing (10. ábra) esetében 51,85%, míg ugyanez az érték az ICB csoportban 40,74% (11. ábra). Az V. adatcsoportba tartozó elemek százaléka a windowing esetében 10,37, az ICB-n belül 8,89.

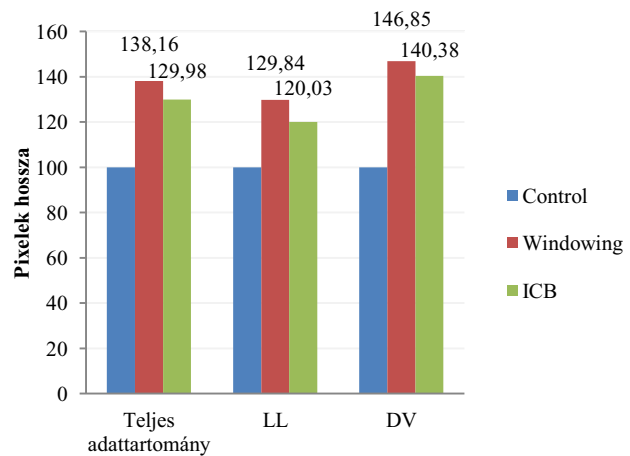
Megvizsgáltuk, mennyiben mutatnak az adatok eltérő statisztikai eredményeket, ha azokat fektetések alapján külön szelektáljuk. A 135 mérésből 69 a laterolateralis fektetésű képekhez tartozik, míg a dorsoventralis felvételekhez 66 társul. Az adatok módszer és fektetés alapján való szelektálása alapján történő megjelenítését a 12. ábrán láthatjuk. A pontgrafikon szerint a laterolateralis és dorsoventralis fektetések között különbségek láthatók. A dorsoventralis



12. ábra: A windowing és ICB módszerek keretében kapott pixelhosszok egymáshoz viszonyítása, fektetések alapján szelektálva

fektetés eredményei nagy heterogenitást mutatnak, de túlnyomórészt jó eredményekkel jártak. A grafikonon azoknak a pontoknak a többsége, amelyek az x-, illetve y-tengelyen nagyobb értékeket képviselnek, a dorsoventralis fektetés kategóriájába tartozik. A laterolateralis fektetések eredményei szintén jóknak bizonyultak a 100 pixelnyi alapértékhez képest, de közelítik a kontroll kép 100 pixelhosszát, ahhoz konvergálnak. Ebben a kategóriában az eredmények heterogenitása nem annyira jellemző, mint a dorsoventralis fektetés esetében.

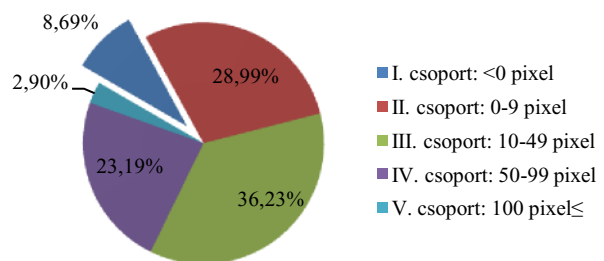
Ezután szintén azt néztük meg, hogy a teljes adattartományhoz képest átlagosan mennyire különböznek a fektetések alapján csoportosított értékek. A 13. ábrán láthatjuk, hogy a laterolateralis fektetés a teljes adathalmazhoz képest szerényebb



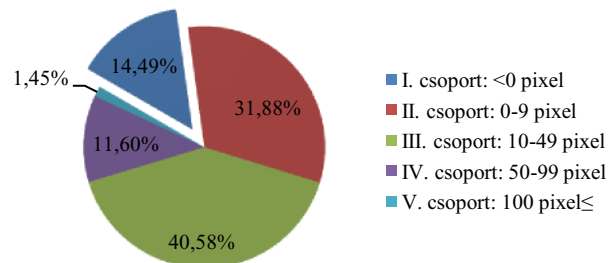
13. ábra: A képfeldolgozási módszerek által elért átlagos pixelhossz az állatok fektetése szerint külön csoportosítva

mértékű eredményeket ért el, míg a dorsoventralis fektetés annál jobban teljesített. A dorsoventralis fektetés windowing eljárás esetében 17,01, az ICB-t tekintve 20,35 százalékponttal magasabb értékeket kapott, mint a laterolateralis.

Ezt követően az értékeket különválasztottuk az I-V. adathalmazok csoportosítása szerint. A következő grafikonokon (14-17. ábra) látható különböző adatok (I-IV. csoport) részletesebb elemzésétől a főbb jellemzőkön kívül eltekintünk, ugyanis a korábban felvázoltakhoz képest említésre méltó különbségeket nem tapasztaltunk. A fektetések szerint szelektált adatokon alapuló grafikonokon láthatjuk, hogy a laterolateralis fektetések esetében az V.



14. ábra: A laterolateralis felvételeken, windowing eljárás keretében kapott pixelhossz-különbségek, a kontroll képekhez viszonyítva



15. ábra: A laterolateralis felvételeken, az ICB eljárás keretében kapott pixelhossz-különbségek, a kontroll képekhez viszonyítva

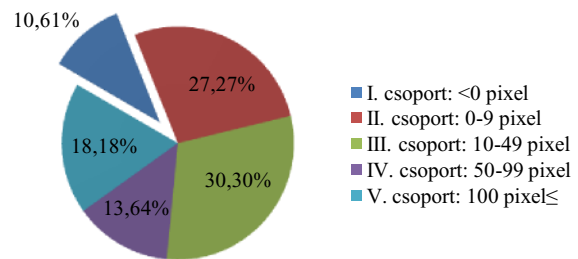
csoportba tartozó értékek mindössze 2,90%-ban jelentkeztek a windowing eljárás esetében (14. ábra), az ICB módszerrel készült képeknél pedig csupán 1,45%-ban (15. ábra).



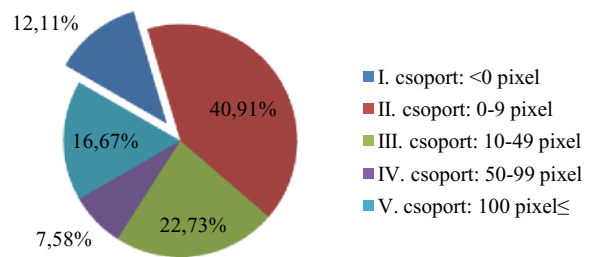
Ezzel ellentétben a dorsoventralis fektetések esetében az ugyanebbe, az V. csoportba tartozó adatok 18,18 (windowing – 16. ábra), illetve 16,67%-ban (ICB – 17. ábra) aránylanak a többi értékhez képest. A laterolateralis fektetéshez viszonyítva jelentékeny – a windowing esetében több, mint hatszoros, illetve az ICB esetében majdnem 12-szeres, – különbség lehetőséget nyújtott arra, hogy következtetéseket vonjunk le belőle.

A laterolateralis fektetések szerint készült képek III. és IV. csoportba tartozó adataiból azt a tényt is láthatjuk, hogy a windowing és ICB eljárással készült képek az eredeti felvételek egyszerű digitalizálásával nyert kontroll képeihez képest jó eredményt mutatnak. Az eljárások közti, fentebb, a teljes adattartományban tárgyalt különbség itt is megmutatkozik, amely szerint a windowing jobban teljesített az ICB-nél, mindazonáltal az utóbbi is látványosan jobbnak bizonyult a kontroll képekhez képest. A mért értékek túlnyomó többsége az I-IV. adatcsoport között oszlik meg, az V. csoportba tartozó mérések aránya viszont elhanyagolható.

A dorsoventralis fektetések szerint készült röntgenfelvételek alapján kapott képek számszerű elemzése egészen más eredményre vezetett. A mérések elemzésekor látható volt, hogy az eddigiektől nagy mértékben eltérő eloszlás rajzolódik ki. A windowing eljárással készült képeken mintegy 18,18%-nyi az V. csoportba tartozó, 100 pixellel megegyező, vagy annál nagyobb mértékű javulást mutató eredmények aránya (16. ábra). Az I-II. csoportba tartozó adatok aránya nem változott jelentősen (10,61, ill. 27,27%), de a grafikonok alapján azt tapasztalhattuk, hogy az V. csoport növekedése a III-IV. csoportba tartozó adatok arányának (30,30 és 13,64%) csökkenésével járt együtt. A kontraszt és világosítás korrekciója esetén (17. ábra) ettől eltérő eredményeket kaptunk. Az V. csoport látványos növekedése vehető észre, ugyancsak a III-IV. adatcsoportok arányainak szűkülésével, azonban jelentősen megnőtt a II. csoport elemeinek száma, vagyis azok a mérések, amelyek vagy a kontroll képpel egyenértékű eredménnyel jártak, illetőleg a javulás minimális, legfeljebb 9 pixel hosszúságú (40,91%).



16. ábra: A dorsoventralis felvételeken, windowing eljárás keretében kapott pixelhossz-különbségek, a kontroll képekhez viszonyítva



17. ábra: A dorsoventralis felvételeken, az ICB eljárás keretében kapott pixelhossz-különbségek, a kontroll képekhez viszonyítva

## 4. MEGVITATÁS

Kutatásunk keretében arra a feltett kérdésre próbáltunk választ adni az analóg és digitális radiológiai rendszerek összehasonlításának tanulmányozása után, hogy tartalmaz-e a filmalapú röntgenfelvétel több információt, mint amennyit az emberi szem észlelni képes. Ehhez mielográfias röntgenfelvételeket digitalizáltunk, ezt követően a képeket különböző módszerek szerint, matematikai algoritmusok alapján működő képfeldolgozó programokkal módosítottuk.

Megpróbáltuk reprezentálni azokat a módszereket, amelyekkel a korszerű digitális radiológiai rendszerek rendelkeznek, ennek keretében a digitális képeken a kontrasztot és a világosítás tartományát korrigáltuk. A kontraszt emelése egyes esetekben jobban értékelhető képeket eredményez, de ez a módosítás bizonyos kompromisszumokkal jár. Annak kiküszöbölésére, hogy a jobb vizuális megjelenítés ne járjon a digitális információ zsugorodásával, kifejlesztettünk egy alternatív eljárást a mielográfias felvételek minőségének javítására. A Matlab programon belüli windowing segítségével lehetőségünk nyílt arra, hogy a számunkra fontosnak bizonyuló képterületek a kép mátrixában változatlanul különböző digitális jelekként jelenjenek meg, ezek információgazdagsága érintetlen maradjon, viszont a szélesebb színtartomány miatt vizuálisan markánsabb legyen.

Kutatásunk egyik nehézsége az volt, hogy a digitalizált felvételek és a módosított képek összehasonlító elemzése meglehetősen szubjektív. Arra törekedtünk, hogy az összehasonlítást statisztikai szempontokat figyelembe véve végezzük, ezen kívül az eredményeket számszerűen leírassuk. Ebből az elgondolásból következő lépésünk egy matematikai módszer kialakítása volt, amely megkönnyíti a kutatás részeként végrehajtott összehasonlítás statisztikai elemzését. Figyelmünket arra kellett összpontosítanunk, hogy az összehasonlításra kerülő képek változatos méretűek, a rajtuk ábrázolt gerincrészlet különböző számú csigolyát tartalmaz, amelyek ráadásul a leképezés és az állatok testméretének sokrétűsége folytán különböző arányokkal és mérettel rendelkeznek. Mindennek figyelmen kívül hagyása erős statisztikai torzulást okozna. Így első lépésként standardizálni óhajtottuk a vizsgálat alapját képező képeket. Az első lumbalis csigolya testének hossza alapján történő standardizálás kiküszöbölte annak eshetőségét, hogy a nagyobb testű kutyák gerincvelőjében létrejött kóros, kompresszív jelenségek nagyobb térbeli arányai miatt túlzott mértékben, illetve a kisebb állatok esetében jelentéktelen arányban kapjanak szerepet az adatok. A méretek egymáshoz való közelítése garantálta azt, hogy minden röntgenfelvétel alapján

készült képek és képsorozatok elemzésének eredményei azonos módon vegyenek részt a mérésekben.

Az elemzés és a képek árnyékhosszának terjedelme szerinti megjelölése után az adatok kigyűjtésére került sor. A röntgenfelvételek digitalizálása során érintetlenül hagyott képeken mért eredményeket minden esetben azonos módon fixáltuk. Erre azért volt szükség, mert csupán a képek csigolyatest alapján történő standardizálása még nem ad elegendő statisztikai pontosságot, ugyanis a röntgenfelvételek és a képek meglehetősen heterogén megjelenésűek. Így azonban, ha minden kontroll képen 100 pixel hosszúságú szakaszt számítunk és hozzájuk viszonyítjuk a módosított képeket, statisztikailag megbízhatóbb eredményeket kapunk.

A kutatásból származó adatok elemzésekor változatos eredményekre jutottunk. A teljes adattartomány egy térben való ábrázolásával rajzolt grafikon (8. ábra) elemzésével kiderült, hogy azon képeknél, ahol lehetőség volt a kép láthatóságának növelésére, az esetek túlnyomó többségében hasonlóan viselkedett a két képfeldolgozó módszer, mindezt a korrelációs együttható ( $r = 0,715$ ) is igazolja. Amennyiben a windowing módszere sikerrel járt, legtöbb esetben az ICB is szebb eredményeket nyújtott, mint a kontroll kép. Néhány esetben az ICB módszerrel jobb eredményeket értünk el, de túlnyomórészt az ablakolás nyújtott jobban értékelhető képeket, ezt az állításunkat a felrajzolt trendvonal meredeksége támasztja alá ( $y = 0,7139x + 31,348$ ).

Az is látható, hogy jó eredményt nem minden képnél, illetve röntgenárnyéknál értünk el, ráadásul azt is észrevettük, hogy vannak olyan esetek, amikor a digitális képfeldolgozó programok használata kifejezetten rontott a képek minőségén, értékelhetőségén. Mindezekon kívül a teljes adattartomány egynemű elemzése több információt ilyen formában nem nyújtott. A kapott értékek képfeldolgozó eljárás szerint szelektált átlagolása (9. ábra) alapján csupán azt jelenthetjük ki, hogy nagy mintaszámot tekintve valószínűleg jó eredményt érünk el ezekkel a módszerekkel. Viszont csupán kereteiben árulja el mindazt, amit a statisztikai adatok mutatnak, ezért ez az eredmények tanulmányozása, kiértékelése szempontjából szintén nem elégséges.

Az adatok önkényes alapon történő, csoportokba való osztására azért volt szükség, mert ebben a formában jobban áttekinthetővé válik az, hogy hogyan aránylanak egymáshoz a kontroll képekhez képest kapott különböző mértékű változások. Az I. és II. adatcsoportba – ide a rosszul sikerült képfeldolgozások, illetve azok az adatok kerültek, amelyek esetében nem jelentenek az adatok szignifikáns különbséget – tartozó értékek arányai szerint a Matlab-ban végzett windowing észrevehetően alacsonyabb arányokat, vagyis jobb eredményt ért el a kontraszt és világosítás korrekciójával módosított képekhez képest.

Ugyanezt a tendenciát megfigyelhetjük a III-IV. adatscsoport tagjainál. Ezek esetében az értékek emelkedése számított javulásnak, ugyanis ebbe soroltuk a 10 és 99 pixel között mért, hosszabb kontrasztárnyékokat. A százalékos megoszlások figyelembevételével kijelenthetjük, hogy az I-II. csoporthoz hasonlóan a III-IV. csoportban prezentált adatokban is számottevő különbségek észlelhetők, a windowing eljárás javára (10-11. ábra).

Az előbbieken közölt eredményeket a kutatás egésze alapján következtettük ki, a 405 adat egynemű felhasználásával. Ahhoz, hogy helyesen meg tudjuk ítélni, milyen esetekben és miért értek el bizonyos képek 100%-os, vagy annál magasabb arányú javulást a kontroll képekhez képest (V. csoport), nem elégséges ezeket a teljes kutatás adatai között ábrázolni. Az, hogy a 10-11. ábrákon látható információk szerint a windowing eljárással 10,37, a kontraszt és világosítás korrekciójával pedig 8,89%-ot jelentenek az említett értékek, nem ad számunkra megfelelő támpontot a következtetéshez. Annak érdekében, hogy ezeket az adatokat biztonsággal tudjuk elemezni, szükséges volt a kutatás eredményeit más oldalról megvizsgálni.

Ezt a gondolatot követve arra a kérdésre próbáltunk választ adni, vajon van-e jelentős különbség a képek között, ha azt tekintjük, hogy a képek alapjául szolgáló röntgenfelvételek kétféle, az állatok laterolateralis és dorsoventralis irányú fektetésében készültek. Az adatoknak több oldalról történő, a fektetések és a képfeldolgozó módszerek alapján való különválasztásával lehetőségünk nyílt arra, hogy kutatásunkat új oldalról is értékelhessük. A 12. ábrán látható pontgrafikon információi szerint a laterolateralis fektetés adatai a kontroll képek 100 pixelhosszához konvergálnak, annál ugyan többségükben nagyobb értékeket értek el, de az x- és y-tengelyen számított, felsőbb értékhatárokhoz tartó ponthalmazok a dorsolateralis fektetéshez tartoznak. Ezt követően kiszámoltuk, az adatok milyen átlagot érnek el ugyanilyen megközelítésben (13. ábra). Ahogy a grafikonon is láthatjuk, a teljes kutatás módszerek szerinti átlagai középértékeket képviselnek. A laterolateralis és dorsoventralis fektetésekről egyaránt elmondható, hogy szemmel látható javulást értek el a kontroll képek 100 pixeléhez képest, de nem ugyanolyan mértékben. A laterolateralis fektetésben készült képek elmaradtak a teljes adathalmaz átlagaitól, míg a dorsoventralis kategória meghaladta azt. Az alaposabb tanulmányozáshoz szükség volt arra, hogy a mérések eredményeit a teljes adattartomány elemzéséhez hasonlóan adatscsoportokba soroljuk.

A fektetések és képfeldolgozó módszerek alapján szelektált mérések adatscsoportokba való felosztása után kapott statisztikai eredmények részletesebb áttekintése során érdekes összefüggéseket fedeztünk fel. Mind a windowing, mind az ICB eljárás esetében a grafikonok egy fontos tényre hívták fel figyelmünket, ezt figyelembe véve ezúttal lehetőségünk nyílt arra

is, hogy az adathalmaz azon értékeit is elemezni tudjuk, amelyek az V. csoportba tartoznak és amelyek esetében az árnyékhosszok minimálisan 100%-kal meghaladták a kontroll képeken számított 100 pixelt. A grafikonok segítségével látható a különbség a fektetések eredményei között. A laterolateralis fektetések V. adatcsoportjába tartozó arányaihoz képest a windowing esetében több, mint 6-szoros, az ICB módszernél pedig majdnem 12-szeres növekedést értek el (14-15. ábra) a dorsoventralis fektetések (16-17. ábra) ugyanezen adatai. A windowing-ban látható kisebb mértékű, 6-szoros növekedés arra vezethető vissza, hogy a módszer a laterolateralis fektetések esetében is jobban teljesített az ICB eljáráshoz képest. Mindennek eredete véleményünk szerint a radiológiai rendszerek közti különbségeken alapul. Az analóg radiológiai rendszerek jellemzésénél és a digitális technológiákkal való összehasonlításában leírtuk, hogy a dinamikus tartomány és kontraszt szempontjából a hagyományos technikák meglehetősen szerény eredményt nyújtanak. A fektetésnek a Th9 és L3 csigolyák közötti régiót tekintve, a kutatásunk szempontjából olyan értelemben van nagy jelentősége, hogy míg a laterolateralis felvételek esetében a röntgensugárnak viszonylag kis rétegvastagságú és kevés számú, a röntgensugárzást eltérítő anatómiai képleten kell keresztülnia, addig a dorsoventralis fektetések esetében nem ez a helyzet. Ezeknél ugyanis az említett területen a sugárnyalábnak a mellkas gyakorlatilag teljes magasságában útját állja, arról nem is beszélve, hogy ezen a területen helyezkednek el a rekeszizom és a tüdő caudalis lebenyei, amelyek az aortával, a vena cava caudalis-szal, valamint a szívvel együtt alkalmasak arra, hogy nagymérvű szórt sugárzást eredményezzenek. Ennek következménye az, hogy a gerinc mellkasi szakaszán nagy különbségek vannak a különböző irányú röntgenfelvételek értékelhetőségében. Míg a laterolateralis felvételek esetében ez a tulajdonság nem romlik a gerinc más szakaszaihoz képest, addig dorsoventralisan, a nagy mértékű radiodenzitás következtében a dinamikus tartomány alsó határát közelíti meg a területet ábrázoló röntgenfelvétel. Ebből az következik, hogy a mellkasi csigolyák és a mielográfiában használt kontrasztanyag különösen rossz körülmények között láthatók. A kutatás eredményeiből azt következtettük ki, hogy a rossz minőségű, szegényes kontraszttal rendelkező képterületek esetében a posztprocesszív képfeldolgozó módszerek képesek voltak arra, hogy a kontroll képen jelen lévő, de vizuálisan megkülönböztethetetlen és felismerhetetlen képrészleteket számunkra értékelhetőbb módon jelenítsék meg. Abból a tényből, hogy ezek esetében a teljes adathalmazhoz képest jelentősen megnőtt az V. adatcsoportba tartozó eredmények száma, láthatjuk, hogy létezik a képeken olyan potenciális digitális információtartalom, amelyek a képek manipulálásával előhívhatók. A fektetések alapján történő szelektív adatvizsgálat

egyúttal igazolja azoknak a kutatásoknak és publikációknak az eredményeit is, amelyek a rendszerek dinamikus tartományát és kontraszttulajdonságait vizsgálták.

Összegezve tehát elmondható, hogy a kutatásból származó adatok eredményeinek tanulmányozásával kitűnik, a digitalizált képek olyan célból történő módosítása, hogy a rajta lévő információk minél jobban láthatóak legyenek, jó eredményt ért el. Ha a teljes adattartományban vizsgáljuk az értékeket, látható, hogy a kontraszt és világosítás korrekciója statisztikailag mérhető javulással jár a kontroll képekhez képest, ugyanez az előny megmutatkozik akkor is, ha szelektív értékelést tekintünk meg, az állatok fektetésének különböző módja szerint. Látható továbbá a statisztikai adatok több szempontból történő megközelítése során, a Matlab programban végzett windowing a kontroll képekhez és az ICB-hez képest is magas eredményt ért el. Minden megközelítésben tapasztalható volt az a tendencia, hogy ahol lehetőség volt a képek minőségének javítására, ott az esetek túlnyomó többségében mindkét eljárás, ha különböző mértékben is, de értékelhetőbb vizualitást eredményezett.

Annak oka, hogy miért mutatkozott meg a windowing erőteljesebb hatása a képekre, a képfeldolgozó módszerek különbségeiben keresendő. A kontraszt szintjének emelésétől eltérően ebben az esetben nem azzal oldottuk meg a képek markánsabb megjelenítését, hogy az egymáshoz hasonló színárnyalatok összeolvasztásával nyertünk élesebb kontúrokat, hanem a kép szintartományának szelektív kezelésével. A képmátrix értékeinek érintetlenségével elkerülhettük, hogy a képek egyes területein a finomabb árnyalatok elmosódjanak. Az ICB eljárás keretében a kontraszt szintjének növelésekor a mátrix adattartományának értékeibe avatkozunk bele, annak érdekében, hogy a megjelenített kép markánsabb legyen. Ez azonban azt eredményezi, hogy az egymással rokon színintenzitással rendelkező árnyalatok összemosódnak, ebből következően a kép részletessége is szegényebbé válik. Ezt a kutatásunk eredményeit tekintve a dorsoventralis fektetések kategóriájába tartozó adatok elemzésével igazoljuk. Ennek alapján, bár jelentős, 16,67%-os arányt értek el azok a képek, melyek kontrasztárnyékának hossza meghaladta a 100%-os javulást, nem szabad figyelmen kívül hagyni azt a tényt, hogy a II. adatcsoportba tartozó adatok, amelyek nem igazolnak szignifikáns különbséget a kontroll képekhez képest, feltűnően nagy arányban, 40,91%-ban fordultak elő. Ebből azt a következtetést vontuk le, hogy bár vannak olyan képek, amelyeknél kifejezett javulást tapasztalhattunk, azonban a windowing eljárással ellentétben sok esetben fordult elő az a helyzet, amikor a kontraszt növelése és a világosítás korrekciója nem tudott megfelelő eredményt nyújtani. Emellett hasonló okokra vezethető vissza az a tény is, hogy az

adattartomány bármely oldalról való vizsgálata során az ICB módszer eredményei elmaradtak a windowing eljáráshoz képest.

A Matlab programban végzett szinttartomány szelektív kezelése, a windowing jártasságot igényel, ugyanakkor a módszer kezelése meglehetősen nehézkes és időigényes. Ezen kívül nem hagyható figyelmen kívül az eljárásnak az a hátránya, hogy a szelektív képkezelésből eredően egyidejűleg csak bizonyos képterületek célzott vizsgálatára van lehetőség. A kutatásnak a levezetett eredmények alapján továbbfejlesztett és precízebb formában való folytatása remélhetőleg pontosabb és részletesebb információkat szolgáltatna az analóg és digitális rendszerek közti különbségek áthidalásához. Mindenekelőtt szükség lenne a windowing eljárás automatizálására, erre a kutatásunkban felhasználtakhoz képest még több adat feldolgozásával, és célzott programozással lehetőség nyílna. Ezen kívül alapvető fontosságú lenne, hogy a kutatás az állatok egyidejű vizsgálatának, diagnosztizálásának és lehetőleg az esetleges sebészeti jellegű kezelés és posztoperatív nyomon követés párhuzamos figyelemmel kíséréseivel történjen. Vizsgálatainkban megpróbáltuk reprodukálni a digitális radiológiai rendszerek munkaállomásain elvégezhető kontraszttartomány változtatását és a világosítás, expozíció korrekcióját, azonban ha meg is közelítette azok jellemzőit, ez nem jelenthet összehasonlítási alapot. A kutatás szélesebb körben való kiterjesztéséhez és pontosabb összehasonlításához szükség volna az analóg és digitális radiológiai rendszerek egyidejű alkalmazására, majd az ezekkel létrehozott felvételek összehasonlítására.

## 5. ÖSSZEFOGLALÁS

Kutatásunkban arra a kérdésre próbáltunk választ adni, azon praxisok számára, akiknek anyagi lehetőségeik nem teszik lehetővé a korszerű digitális radiológiai rendszerekbe való befektetést, létezik-e alternatív út az olcsóbb, analóg technológiával a minőségi felvételek előállítására. Vizsgálódásunk arra terjedt ki, hogy vajon tartalmaz-e az analóg technikával készült felvétel több információt, mint amennyit a röntgenfilm megjeleníteni képes. Ennek a kérdésnek a megválaszolásához szükség volt a rendszerek tulajdonságait összehasonlítani. Az ebből levont következtetések alapján megpróbáltuk az analóg technika hátrányait és gyengeségeit tompítani, ezt főként a kontrasztszegénység és a szűk dinamikatartomány okozta gondok kiküszöbölésével próbáltuk elérni.

A korszerű, matematikai algoritmusokkal dolgozó posztprocesszív képfeldolgozó programok (Matlab, a Mathworks vállalat fejlesztése és az Adobe Photoshop CS3) működésének megismerése után 18 kutya, filmalapú röntgenberendezések által létrehozott 58 mielográfias felvételének digitalizálásával folytattuk kutatásunkat. A digitalizált felvételeket kétféle eljárás szerint módosítottuk. A digitális radiológiai rendszerek munkaállomásaihoz hasonlóan a kontraszt és világosítás korrekciójával állítottunk elő képsorozatot. Ezzel párhuzamosan a Matlab nevű programmal szelektív színkezeléses, ún. „windowing” nevű speciális eljárással is hoztunk létre digitálisan módosított képeket. A képek elemzését a kontrasztanyag által vetett röntgenárnyék megszakadása helyének megítélésével végeztük. A képsorozatok statisztikailag helyes összehasonlítása érdekében standardizáltuk a vizsgálat alá helyezett képeket és számítási módszert is kifejlesztettünk az értékeléshez.

Az elemzés után az 58 digitalizált képről háromszor 135, összesen 405 adat állt rendelkezésünkre az eredmények statisztikai értékelésére. A több oldalról végzett adatelemzés során arra az eredményre jutottunk, hogy ajánlott az analóg felvételek digitalizálása, ugyanis a windowing eljárás számításaink szerint biztonsággal nyújt jó alapot a mielográfia pontosabb elemzéséhez, a kontraszt és világosítás korrekciója is megbízható ilyen téren. A posztprocesszív digitális képfeldolgozás különösen abban a helyzetben áll helyt, ha az alapul szolgáló röntgenfelvétel a szűk dinamikatartomány következtében kifejezetten rossz kontraszt tulajdonságokkal rendelkezik.



## 6. MELLÉKLETEK

- A páciensekről készített röntgenfelvételek digitalizált másolata (CD – TIFF mappa)
- A digitális röntgenfelvételek kutatásban felhasznált kivágása, jelöletlen verzió (CD – Original mappa)
- A digitális röntgenfelvételek kutatásban felhasznált kivágása, jelölt verzió (CD – Original Marked mappa)
- ICB (Improvement of Contrast and Brightness) képsorozat, jelöletlen verzió (CD – ICB mappa)
- ICB (Improvement of Contrast and Brightness) képsorozat, jelölt verzió (CD – ICB Marked mappa)
- Windowing képsorozat, jelöletlen verzió (CD – Windowing mappa)
- Windowing képsorozat, jelölt verzió (CD – Windowing Marked mappa)
- A kutatásban felhasznált képek számszerű eredményei és grafikonok (CD – adatok.xls)

## 7. SUMMARY

In our research we tried to answer the question, in those practices whose do not allow the financial capabilities of modern digital radiographic system for investment, there is an alternative way to produce high-quality recordings with the cheaper conventional radiography. The investigation was to extend, whether the analog recording technique includes more information than the observer can perceive on the X-ray film. To find out the way to answer this, it was necessary to compare the properties of the systems. By the conclusions drawn from the comparing we tried mitigate drawbacks and weaknesses of the analog technology, the main way to achieve this was to eliminate the problems caused by the low features of contrast and narrow dynamic range.

After being familiar in bases and techniques of the advanced image processing programs whose work by mathematical algorithms (Matlab, developed by MathWorks Ltd., and Adobe Photoshop CS3), we digitized 58 myelographies of 18 dogs, taken by film-based X-ray equipment, to continue our research. We modified the digitized images according two procedure ways. In the same way like the digital radiographic systems' workstation does, we improved the brightness and contrast on the first image serie. In parallel, we produced an other image serie by performing a selective color management called 'windowing' in the Matlab software, which is a special procedure to create modified images. The analysis of all images was performed by marking and measuring the interruptions of shadow made by contrast agent. In order to produce statistically correct comparing we standardized the image series and a calculation method has been developed for the evaluation.

After the analysis of 135 digitized images (58 multiplied by 3), totally 405 data were available for statistical evaluation. By the results we got in several aspects of data analysis, we recommend the digitization of film-based recordings. The windowing process provide a good basis for more accuracy in analysis of myelography, correction of contrast and brightness is also reliable in this context. The digital image postprocessing is particularly relevant in situations where the conventional X-ray recordings have expressly low contrast features due to the narrow dynamic range.

## 8. FELHASZNÁLT IRODALOM ÉS ÁBRÁK JEGYZÉKE

1. Wm Tod DROST, David J. REESE, William J. HORNOF: Digital radiography artifacts. *Veterinary Radiology & Ultrasound*, Vol. 49, No. 1, Supp. 1, 2008, pp S48–S56.
2. David A. JIMÉNEZ, Laura J. ARMBRUST: Digital radiographic artifacts. *Veterinary Clinics of North America: Small Animal Practice*, Vol. 39, Issue 4, July 2009, pp 689-709.
3. Attila ARANY-TÓTH: Radiológiai hallgatói előadások. SZIE-ÁOTK, 2009.
4. Gary T. BARNES: Contrast and scatter in X-ray imaging. *RadioGraphics*, Vol. 11, 1991, pp 307-323.
5. William R. WIDMER: Acquisition hardware for digital imaging. *Veterinary Radiology & Ultrasound*, Vol. 49, No. 1, Supp. 1, 2008, pp S2–S8.
6. A. R. COWEN, A. G. DAVIES, S. M. KENGYELICS: Advances in computed radiography systems and their physical imaging characteristics. *Clinical Radiology*, Vol. 62, 2007, pp 1132-1141.
7. Robert CRUZ: Digital radiography, image archiving and image display: Practical tips. *Canadian Veterinary Journals*, Vol. 49, November 2008, pp 1122-1123.
8. C. M. SCHAEFER-PROKOP, D. W. De BOO, M. UFFMANN, M. PROKOP: DR and CR: Recent advances in technology. *European Journal of Radiology*, Vol. 72, 2009, pp 194–201.
9. M. MARTINELLI: Digital imaging advances and the future. *The Veterinary clinics of North America Equine practice*, Vol. 17, Issue 2, 2001, pp 275-295.
10. Laura J. ARMBRUST: PACS and image storage. *Veterinary Clinics of North America: Small Animal Practice*, Vol. 39, Issue 4, July 2009, pp 711-718.
11. G. DANIEL: Digital imaging. *The Veterinary clinics of North America Small animal practice*, Vol. 39, Issue 4, 2009, pp 667-676.
12. Rafael C. GONZALEZ, Richard E. WOODS: *Digital image processing*, 3. Ed., 2007.
13. Laura J. ARMBRUST: Comparing types of digital capture. *Veterinary Clinics of North America: Small Animal Practice*, Vol. 39, Issue 4, July 2009, pp 677-688.

14. Christian FINK, Peter J. HALLSCHEIDT, Gerd NOELDGE, Annette KAMPSCHULTE, Boris RADELEFF, Waldemar P. HOSCH, Günter W. KAUFFMANN, Jochen HANSMANN: Clinical comparative study with a large-area amorphous silicon Flat-panel Detector: Image quality and visibility of anatomic structures on chest radiography. *American Journal of Radiology*, Vol. 178, February 2002, pp 481-486.
15. Sheung-ling LAU, Anna Suk-han MAK, Wing-tat LAM, Chi-kwok CHAU, Ka-yin LAU: Reject analysis: a comparison of conventional film-screen radiography and computed radiography with PACS. *Radiography*, Vol. 10, 2004, pp 183-187.
16. S. PEER, R. PEER, S. GIACOMUZZI, W. MJASCHKE: Comparative reject analysis in conventional film-screen and digital storage phosphor radiography. *Radiation Protection Dosimetry*, Vol. 94, Issue 1-2, 2001, pp 69-71.
17. N. J. BRODERICK, B. LONG, R. G. DREESEN, M. D. COHEN, D. A. CORY, B. P. KATZ, L. A. KALASINSKI: Comparison of computerized digital and film-screen radiography: response to variation in imaging kVp. *Pediatric Radiology*, Vol. 22, Issue 5, 1992, pp 346-349.
18. Monika BOCHMANN, Eberhard LUDEWIG, Maria-Elisabeth KRAUTWALD-JUNGHANNS, Michael PEES: Comparison of the image quality of a high-resolution screen-film system and a digital flat panel detector system in avian radiography. *Veterinary radiology ultrasound the official journal of the American College of Veterinary Radiology and the International Veterinary Radiology Association*, Vol. 52, Issue 3, 2011, pp 256-261.
19. V. MOORMAN, J. MARSHALL, D. DEVINE, M. PAYTON, H. JANN, R. BAHR: Comparison of flat-panel digital to conventional film-screen radiography in detection of experimentally created lesions of the equine third metacarpal bone. *Veterinary radiology ultrasound the official journal of the American College of Veterinary Radiology and the International Veterinary Radiology Association*, Vol. 50, Issue 6, 2009, pp 577-583.

## 9. KÖSZÖNETNYILVÁNÍTÁS

Köszönettel tartozom konzulensemnek, **Dr. Arany-Tóth Attilának** a tudományos publikációk világába való bevezetésért, a számtalan hasznos tanácsért és a lelkiismeretes, alapos lektori munkáért.

**Kampó Józsefné**, a Sebészeti és Szemészeti Tanszék és Klinika munkatársa nagy gyakorlati segítséget nyújtott a kutatás kivitelezésében, praktikus ötleteinek hála munkámat gördülékenyen és zavartalanul végezhettem.

**Radványi Mihálynak**, a Pázmány Péter Katolikus Egyetem Információs Technológiai Kar PhD hallgatójának elméleti és gyakorlati segítsége nélkülözhetetlen volt a kutatás módszertanának leírásához.