

**Szent István Egyetem**  
**Állatorvos-tudományi Doktori Iskola**

**A lovak hármask metacarpalis és csüdcsontjainak  
csontsűrűség-mérése, valamint összehasonlító  
denzitometriás, morfometriai és törésvizsgálata**

PhD értekezés

Dr. Tóth Péter

2013

Témavezető és témabizottsági tagok:

.....  
Dr. Bodó Gábor  
Universität Bern, Departement für klinische Veterinärmedizin. Tierspital, Pferdeklunik  
témavezető

Prof. Dr. Sótonyi Péter  
tanszékvezető, egyetemi tanár  
Szent István Egyetem, Állatorvos-tudományi Kar, Anatómiai és Szövettani Tanszék  
témabizottság tagja

Prof. Dr. Szenci Ottó  
tanszékvezető, egyetemi tanár  
Szent István Egyetem, Állatorvos-tudományi Kar, Nagyállatklinika  
témabizottság tagja

Készült 8 példányban. Ez a(z) ..... sz. példány.

.....  
Dr. Tóth Péter

# Tartalomjegyzék

Rövidítések jegyzéke .....	3
1. Összefoglalás .....	5
2. Summary .....	7
3. Bevezetés .....	9
4. Irodalmi összefoglaló .....	11
4.1. A csont alapvető tulajdonságai .....	11
4.1.1. A csont ásványianyag-sűrűsége .....	11
4.1.2. Csonterősség és csontminőség .....	12
4.1.3. A csont felépítése és fizikai tulajdonságai .....	13
4.1.4. Mikroszerkezeti jellemzők .....	14
4.1.5. Csontmegújulás .....	16
4.2. A ló csontjának alapvető tulajdonságai .....	16
4.3. Csontsérülés .....	19
4.3.1. Feszültség és nyúlás .....	19
4.3.2. A hármás metacarpalis csont törései .....	22
4.3.3. A csüdcsont törései .....	23
4.4. A csontsűrűség-mérés módszerei .....	25
4.4.1. Egyszerű röntgen .....	25
4.4.2. Radiogrammetria .....	25
4.4.3. Röntgen fotodenzitometria és abszorpciometria .....	26
4.4.4. Foton abszorpciometria .....	26
4.4.5. Röntgen abszorpciometria .....	27
4.4.5.1. Egyszeres energiájú röntgenfoton-abszorpciometria (SXA) .....	27
4.4.5.2. Kettős energiájú röntgenfoton-abszorpciometria (DXA vagy DEXA) .....	27
4.4.5.3. A DXA-módszer alkalmazása az állatgyógyászatban .....	28
4.4.6. Kvantitatív ultrahang (QUS) .....	33
4.4.7. Kvantitatív computer-tomográfia (QCT) .....	33
4.4.8. Egyéb módszerek .....	34
4.4.9. Az összehasonlítás kritériumai .....	34
4.4.9.1. Precizitás (Precision) .....	34
4.4.9.2. Pontosság (Accuracy) .....	35
4.4.9.3. Egyéb kritériumok .....	35
5. Anyag és módszer .....	36
5.1. A ló hármás metacarpalis és csüdcsontjainak denzitometriás vizsgálata, a módszer kidolgozása és tesztelése, egyéb összefüggések .....	36
5.2. A ló hármás metacarpalis csontjainak összehasonlító denzitometriás, CT és törésvizsgálata .....	40
5.3. A ló csüdcsontjainak összehasonlító denzitometriás, CT és törésvizsgálata .....	42

<b>6. Eredmények .....</b>	<b>46</b>
<b>6.1. A ló hármás metacarpalis és csüdcsontjainak denzitometriás vizsgálata, a módszer kidolgozása és tesztelése, egyéb összefüggések.....</b>	<b>46</b>
6.1.1. A csont ásványianyag-tartalmának (BMC) és ásványianyag-sűrűségének (BMD) kiértékelése a különböző mérési irányok használatával.....	46
6.1.2. Tizenhét ló 34 darab hármás metacarpalis és 34 darab csüdcsontjára vonatkozó denzitometriás eredmények részletes kiértékelése.....	47
<b>6.2. Eredmények: A ló hármás metacarpalis csontjainak összehasonlító denzitometriás, CT és törésvizsgálata.....</b>	<b>52</b>
<b>6.3. Eredmények: A ló csüdcsontjainak összehasonlító denzitometriás, CT és törésvizsgálata .....</b>	<b>55</b>
<b>7. Megbeszélés .....</b>	<b>58</b>
<b>7.1. A ló hármás metacarpalis és csüdcsontjainak denzitometriás vizsgálata, a módszer kidolgozása és tesztelése, egyéb összefüggések.....</b>	<b>58</b>
<b>7.2. A ló hármás metacarpalis csontjainak összehasonlító denzitometriás, CT és törésvizsgálata.....</b>	<b>60</b>
<b>7.3. A ló csüdcsontjainak összehasonlító denzitometriás, CT és törésvizsgálata .....</b>	<b>63</b>
<b>8. Új tudományos eredmények.....</b>	<b>65</b>
<b>9. Irodalomjegyzék .....</b>	<b>66</b>
<b>10. A doktori kutatás eredményeinek közzélése.....</b>	<b>77</b>
<b>11. Köszönetnyilvánítás.....</b>	<b>79</b>

## Rövidítések jegyzéke

ANOVA	varianciaanalízis ( <i>analysis of variance</i> )
BE	bal elülső végtag
BMAD	látszólagos csontásványianyag-sűrűség ( <i>bone mineral apparent density</i> )
BMC	csont ásványianyag-tartalma ( <i>bone mineral content</i> )
BMD	csont ásványianyag-sűrűsége ( <i>bone mineral density</i> )
C3	hármás carpalis csont
CD	dorzális kortex
CL	laterális kortex
CM	mediális kortex
CP	palmáris kortex
CV	variációs koefficiens
DEXA	kettős energiájú röntgenfoton-abszorpciometria (DXA)
DP	dorsopalmaris
DPA	kettős foton-abszorpciometria
DS	sagittális átmérő
DT	keresztirányú átmérő
DXA	kettős energiájú röntgenfoton-abszorpciometria
JE	jobb elülső végtag
LM	lateromedialis
McIII	hármás metacarpalis csont
ML	mediolateralis
MRI	mágneses rezonanciás képalkotás/vizsgálat
ODM	osteodenzitometria
$p$	statisztikai szignifikancia
P1	csüdcsont (proximális phalanx)
PD	palmarodorsalis
pDXA	perifériás DXA
pQCT	perifériás QCT
QCT	kvantitatív computer-tomográfia (CT)
QUS	kvantitatív ultrahang
$r$	regressziós koefficiens
RA	röntgen abszorpciometria
ROI	releváns tartomány ( <i>region of interest</i> )
SD	szórás ( <i>standard deviation</i> )

SPA	egyszeres foton-abszorpciometria
SXA	egyszeres energiájú röntgenfoton-abszorpciometria
T	trabekuláris (csont)

## 1. Összefoglalás

A csontsűrűség mérése a humán gyógyászatban széles körben elterjedt a törési kockázat becslésére, az állatorvosi gyakorlatban azonban a módszert még kevésbé alkalmazzák. Lovakban a csontsűrűség mérése szintén hasonló lehetőségeket rejthet magában, azonban a kutatások még a klinikai alkalmazást megelőző fázisban vannak.

Kilenc ló 11 metacarpusát mind a négy irányból vizsgálva bebizonyítottuk, hogy ugyanazon mérési irányok választásával a csontok sűrűsége közötti esetleges különbségek könnyebben detektálhatóak. A Norland XR-26 denzitometer pontosságát 34 metacarpus, és 34 csüdcsont háromszor ismételt mérésével teszteltük, megállapítottuk, hogy nincsenek szignifikáns eltérések az ugyanazon csontra vonatkozó ismételt mérésekkel kapott értékek között. Arra a következtetésre jutottunk, hogy egy mérés is elegendő a hármás metacarpalis (McIII) és csüdcsontok (P1) DXA-módszerrel történő kiértékeléséhez. A két végtag adott csontjainak eredményei között nem találtunk szignifikáns különbséget, de a BMD és a BMC attól is függ, hogy melyik csontról van szó, illetve, hogy milyen ivarú állatból származik a minta. A heréltekben a csontsűrűsége és a csonttömegre is magasabb értékeket kaptunk, mint ménekben és kancákban.

A következő lépésben az *in vitro* vizsgálatunk célja az volt, hogy összefüggéseket keressünk a törési erő, csontsűrűség és a computer tomográffal (CT) mért keretsztmetszeti sík paraméterei, az átmérő, a keresztmetszeti kortikális terület ( $\text{mm}^2$ ) és a kortikális állomány szélessége között mind a hármás metacarpalis, mind a csüdcsontok esetében. Feltételezésünk szerint szignifikáns pozitív korreláció van a törési erő és a csontsűrűség, valamint a CT-vel mért morfometriai paraméterek között.

A metacarpalis csontok vizsgálatához 13 ló olyan metacarpalis csontjait használtuk, melyek mozgásszervi bántalmaktól mentesek voltak. Első lépésként kettős energiájú röntgenfoton-abszorpciometriás (DXA) méréseket végeztünk, melynek során különböző ROI-kat (*region of interest*) jelöltünk ki. A csontokat ezután CT vizsgálatnak vetettük alá, melynek során lemértük a csontok egyes morfometriai paramétereit. A csontok törési tulajdonságait hárompontos hajlítással határoztuk meg.

Szignifikáns pozitív korrelációt találtunk a törési erő és az egész csont sűrűsége ( $P < 0,001$ ,  $r = 0,72$ ), a törési erő és a mediális cortex sűrűsége ( $P < 0,001$ ,  $r = 0,68$ ), valamint a törési erő és a transversális csontsűrűség értékek ( $P < 0,001$ ,  $r = 0,61$ ) között. A csont átmérője és a törésszilárdság ( $P < 0,001$ ,  $r = 0,70$ ), valamint az átmérő és a Young-modulus ( $P < 0,001$ ,  $r = 0,67$ ) értékek szintén szignifikáns pozitív korrelációt mutattak. Az egyes kvadránsokban mért cortexvastagság és a teljes kortikális keresztmetszeti terület nagysága nem korrelált egyik törési paraméterrel sem.

Eredményeink arra engednek következtetni, hogy a csontsűrűség értékek a metacarpus töréséhez szükséges törési erő jellemzésére alkalmasak, ezért a csontsűrűség mérése későbbi *in vivo* tanulmányok tárgya lehet, hogy klinikai körülmények között is kiderüljön, hogy alkalmas-e a módszer a töréskockázat meghatározására lovon.

A csüdcsontok vizsgálatához mozgásszervi bántalmaktól mentes hét ló elülső végtagjainak tizennégy csüdcsontját használtuk kipreparálás és a lágyszövetek eltávolítása után. A csontok átlagos sűrűségét (BMD, *bone mineral density*) DXA-módszerrel mértük meg, majd három kijelölt „region of interest” (ROI) területének csontsűrűségét vizsgáltuk. ROI-kat jelöltünk ki a sagittális sík trabekuláris területén, valamint a laterális és mediális kortikális területeken. A csontsűrűség-vizsgálatot követően computer tomográfias felvételek segítségével három helyen megmértük a teljes csont szélességét, a kortex szélességét és a kortex területét (mm<sup>2</sup>). Végezetül a csontokat nyomóterhelésnek vetettük alá egy olyan kézi vezérlésű univerzális törőgép segítségével, amelyet humán kutatásokban lumbális csigolyák törésvizsgálatához is használnak. A CT-felvételeket a terheléses teszt után megismételtük a törési helyek feltérképezése céljából.

Szignifikáns pozitív lineáris korrelációt találtunk a trabekuláris BMD és a törési erő között (P=0,023, r=0,62), míg egyéb vizsgált paraméterek nem mutattak korrelációt egymással.

Eredményeink egybeesnek a klinikumban tapasztalható leggyakoribb töréstípus, a csüdcsont sagittális törésének helyével, amelynek kialakulásában jelen ismereteink szerint a metacarpus *crista sagittalis*ának nagy jelentősége van. Eredményeink arra utalnak, hogy a metacarpus jelenléte nélkül is kapcsolat van a trabekuláris régió csontsűrűsége és a törési erő között. Az eredményeink indokolják a vizsgálatok *in vivo* kiterjesztését, miszerint a trabekuláris BMD-értékek mérvadóak lehetnek a csüdcsont töréskockázatának becslésében.



## 2. Summary

Measuring bone mineral density is a standard method in human medicine to assess bone fracture risk. In veterinary science, however, its use is less widespread. Bone mineral density measurements in horses have a similar potential to become standard practice, but research into this area has not yet reached a phase and volume of clinical applicability.

In the present study we measured nine metacarpal bones of 11 horses from all the four views, and proved that by using the same measurement directions, it is easier to detect possible differences in bone mineral density (BMD) in different samples. We tested the precision of the Norland XR-26 densitometer we used by measuring 34 metacarpal bones and 34 proximal phalanges, which showed that there are no significant differences between the subsequent measurements of the same bone sample. Therefore, we concluded that one measurement is enough to establish the bone mineral density of third metacarpal bones (McIII) and proximal phalanges (P1) when measured by the DXA method. We did not find any significant differences between the values of the samples taken from the left and the right front limb of the same specimen; however, BMD and BMC (bone mineral content) values depend on the type of bone as well as the sex of the animal. We measured higher BMD values and bone weight in geldings than in either stallions or mares.

In the next phase of the study we did *in vitro* examinations in order to find correlations between breaking force, bone mineral density and the cross-sectional parameters of both the third metacarpal bone and the proximal phalanx, such as diameter, cross-sectional cortical area (mm<sup>2</sup>), and cortical width, which we measured by CT scanning. Our hypothesis was that there is a significant positive correlation between breaking force and BMD, as well as morphometric parameters measured by CT scanning.

For the examination of metacarpal bones, we used the metacarpi of 13 skeletally normal horses. In the first phase we took DXA (dual-energy x-ray absorptiometry) measurements in different regions of interest (ROI) established previously. After the DXA measurements, we CT scanned the bones, measuring their various morphometric parameters. Finally, we established the breaking strength of the bones by subjecting them to a three-point bending test.

We found significant positive correlation between breaking strength and whole BMD ( $P < 0,001$ ,  $r = 0,72$ ), breaking force and medial cortex BMD ( $P < 0,001$ ,  $r = 0,68$ ), as well as breaking force and transversal BMD values ( $P < 0,001$ ,  $r = 0,61$ ). Bone diameter and bending strength ( $P < 0,001$ ,  $r = 0,70$ ), as well as bone diameter and Young's modulus ( $P < 0,001$ ,  $r = 0,67$ ) also showed significant positive correlations. Cortex width and the whole cortical area of the cross-section did not correlate with any of the breaking parameters.

Our results suggest that BMD values are adequate to measure the breaking strength of the metacarpal bone. Therefore, bone densitometry should be the subject of further *in vivo* research so as to establish in clinical contexts, as well, whether this method can be used for the evaluation of fracture risk in horses.

For the examination of the proximal phalanx, we used fourteen proximal phalanges taken from the front limbs of seven skeletally normal horses. After dissection and the removal of all soft tissue, we first measured the average BMD of the samples by the DXA method, then we measured the BMD of three regions of interest established previously. The ROIs were in the trabecular region of the sagittal plane, the medial cortex and the lateral cortex. After bone densitometry, we used CT scanning to measure whole bone width, cortical width and cortical area (mm<sup>2</sup>) in three regions. Finally, we subjected the samples to a pressure test by way of using a manually controlled universal bone crusher also applied in human research to measure the breaking strength of lumbar vertebrae. After the breaking test we CT scanned the samples again to identify the location of the fracture lines.

We found significant positive linear correlation between trabecular BMD and breaking strength ( $P=0,023$ ,  $r=0,62$ ), while other examined parameters did not show any correlation with each other.

Our results correlate with the location of the most common sagittal fracture of P1 in clinical practice, the occurrence of which is significantly related to the *crista sagittalis* of the metacarpal bones, according to our present understanding. The results of our examinations suggest that regardless of the metacarpus, there is a correlation between trabecular BMD and breaking strength. Our results warrant the extension of research to *in vivo* circumstances in order to establish that trabecular BMD values may be highly relevant to the assessment of P1 fracture risk.

### 3. Bevezetés

A csonttörések jelentős gazdasági veszteségeket okoznak a ló- és lovassportban. A törések nagyobb trauma következtében vagy a lovak folyamatos használatából adódó strukturális sérülések hatására következhetnek be. A lovak csontjain az igénybevételkor bekövetkező mikrosérülések az állat élete során összeadódnak, ami az adott csont töréséhez vezet. Egyes felmérések szerint Angliában a fatális kimenetelű sérülések 60%-a (Vaughan és Maeson, 1975), az USA-ban 80%-a töréssel kapcsolatos (Johnson et al., 1994), mindezek ellenére a töréskockázat-bebecslés lovon nem kidolgozott.

A mozgás minimális energiabefektetéssel történő maximális hatékonyságának elérése érdekében a csontok tömege disztális irányban csökken, ezt a csontméretek jól szemléltetik. A csonttömeg csökkenésének következménye a csont biztonsági töréshatárának változása is. A tömeg csökkenése következtében kialakuló fokozott törékenységet a csontok, a sűrűség (BMD) és az ásványianyag-tartalom (BMC) növelésével ellensúlyozzák (Hinchcliff et al., 2004), ennek ellenére a végtagok disztális területein gyakrabban fordulnak elő csontsérülések (Vaughan és Maeson, 1975).

A csontsűrűség mérésére alkalmas eljárások közül a kettős energiájú röntgenfoton-abszorpciometria (*dual-energy X-ray absorptiometry*, DXA) az, amely az utóbbi két évtizedben leginkább a kutatók és klinikusok érdeklődésének középpontjába került. A módszert a humán gyógyászatban már rutinszerűen alkalmazzák, különösen a testösszetétel vizsgálatára, valamint a csontritkulás kórjelzésére. Az állatorvosi és lógyógyászati gyakorlatban ez a módszer még kevésbé elterjedt. A kutatások során főként *ex vivo* tanulmányokhoz alkalmazták, az *in vivo* vizsgálatra alkalmas technológia kifejlesztése és pontosítása napjainkban is zajlik.

A humán gyógyászatban az osteoporosis és következményeként kialakult csonttörések Európa és Észak-Amerika egyik legjelentősebb egészségügyi problémájává váltak (Horváth, 2006). A csontsűrűség és ásványi csonttömeg függ a táplálkozástól, fizikai aktivitástól, etnikai hovatartozástól, környezeti tényezőktől, a gyermekkorban megszerzett csonttömegetől és az időskori csontvesztés mértékétől.

A csont ásványianyag tartalmával kapcsolatos első kutatások háziállatokban 1971-ig nyúlnak vissza (Józsa, 2006). Az i.e. 6-7. évezredből származó vad- és háziasított kecskék, juhok, szarvasmarhák csontjaiban markáns szövettani és hisztometriai eltérések észlelhetők. A háziállatok gracilisabb csontjait és involválódott csontszerkezetét a mozgáshiánnyal, egyoldalú táplálkozással magyarázták. Nemcsak a háziasított és a vadon élt állatok csontjait, hanem a különböző korban élt (újkőkori, vaskori és jelenkori) háziállatok leleteit is meg tudták különböztetni, mert a háziasítás előrehaladtával csökkent a csontok ásványi-anyag tartalma (Józsa, 2006). A csontszerkezetek eltérése nem érte el a csontritkulás küszöbét, de

az állomány megfogyása egyértelmű volt. Azóta már bizonyossá vált, hogy az oszteoporózis nem csupán emberi betegség és nem csak kísérletesen hozható létre patkányokon és majmokon, hanem zárt rendszerben tartott tojótyúkknál spontán is kialakul. Az oszteoporózis vizsgálata ma már szinte minden fajra kiterjed: újszülött borjak (Fergusson, 1994), pulykák (Lencsés et al., 2002) esetében kialakuló csonttörések jelentősen csökkentik jövedelmezőségüket.

Egy másik, főként kutatások során alkalmazott tudományág a biomechanika, amely a test tartószerkezeteinek mechanikai tulajdonságait vizsgáló és működésének mechanikai modellezésével foglalkozó tudomány. A biomechanika keretein belül vizsgálják például a csontok törési, hajlíthatósági, nyújthatósági, rotálhatósági tulajdonságait.

A munka első célja az volt, hogy kidolgozza a lovak hármás metacarpalis és csüdcsontjainak denzitometriás vizsgálatát, illetve összefüggést keressen a csontok BMD- és BMC-értékei valamint a fajta, kor, nem, használati mód között. Kérdésként merült fel az oldalak közötti esetleges különbség leírása is.

Arra a kérdésre is kerestük a választ, hogy a csontok egyes csontsűrűség-értékei vagy inkább a morfometriai paraméterei függenek össze a törési tulajdonságokkal. A kérdés megválaszolásához a denzitometriás vizsgálatok mellett szükség volt a ló hármás metacarpalis és csüdcsontjainak CT- és törésvizsgálatára is. A CT vizsgálatok segítségével váltak mérhetővé a csontok morfometriai paraméterei. A törésvizsgálatok alkalmával a hármás metacarpalis csontokat hárompontos hajlítással, míg a csüdcsontokat függőleges irányú nyomóerővel teszteltük.

## 4. Irodalmi összefoglaló

### 4.1. A csont alapvető tulajdonságai

#### 4.1.1. A csont ásványianyag-sűrűsége

A csont ásványianyag-sűrűségét (BMD) a vizsgált csontszövet egy egységnyi csontterületén vagy csonttérfogatóban lévő kalcium-foszfát-hidroxiapatit ( $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ ) mennyiségével határozzák meg. A csont ásványianyag-sűrűségére gyakran a csont ásványianyag-koncentrációjaként is utalnak (GE Healthcare, Medcyclopaedia). A csontszövet a benne lévő ásványi anyagoktól kapja szilárdságát és merevségét. A teljesen kifejtett csontban lévő ásványianyag-tartalom a csont szárazanyagának kb. 65%-át teszi ki, és kalciumból, magnéziumból, nátriumból, mangánból, cinkből, rézből, fluoridból, karbonátból, valamint foszforból tevődik össze (McGavin és Zachary, 2007).

Az elcsontosodott szövet maximális erőssége és egyéb mechanikus tulajdonságai részben a szövet szerves anyagában található ásványi kristályok molekuláris elrendezésétől és szerkezetétől függenek. A gyenge vagy rideg kalcifikációk ásványi kristályainak kollagénhez viszonyított elrendeződése eltér a normálisan csontosodott szövetben található kristályok elrendeződésétől. A vizsgálatok azt mutatják, hogy a csontszövet szilárdságának kialakulásában az ásványianyag-tartalom játszik elsődleges szerepet, míg rugalmasságát a kollagénszerkezet minősége befolyásolja. Ismeretes, hogy a nagy ásványianyag-tartalom következtében a csont rugalmatlansága nő és az erőbehatást követő deformáció mértéke csökken, ami a csontszövet elégtelenségéhez vezet és a rideg kerámiához teszi azt hasonlatossá (Wang és Puram, 2004).

Jóllehet a csont ásványianyag-sűrűségének mérése (a denzitometria) a humán klinikai gyakorlatban bevett eljárás, az állatgyógyászatban még kevésbé elterjedt e módszer, s bár a technikák igencsak ígéretesnek mutatkoznak, a denzitometriával kapcsolatos tevékenység ma javarészt a kutatásra fókuszálódik (Firth et al., 1999a; Donabedian et al., 2005).

A lovak csontszerkezetét érintő betegségek nem vethetők közvetlenül össze az emberi csonttritkulásos állapotokkal, de a mozgásszervrendszer, ezen belül a csontok megbetegedései lovaknál is súlyos problémákat, nemritkán elhullást okozhatnak. Ezért van arra szükség, hogy az ilyen esetek előfordulási számát és kockázatát csökkentsük, illetve lehetővé tegyük az egyes kezelések hatékonyságának folyamatos vizsgálatát.

Csikóknál a csontok porcos előalakjának mineralizációja a vemhesség utolsó három hónapjának elején kezdődik, majd a csikó első életévében exponenciális gyorsasággal

folytatódik. Az újszülött csikó csontváza a felnőtt ló csontozatában megtalálható ásványianyag-tartalom mindössze 17%-át tartalmazza (Lawrence, 2005).

A lovak kortikális csontjának ásványianyag-tartalma és egyéb tényezők (kor, nem, fajta stb.) összefüggésére vonatkozó bizonyítékok ellentmondásosak. Egyes tanulmányok jelentős kapcsolatot mutattak ki a csont ásványianyag-koncentrációja és az állat kora, neme, fajtája és testsúlya között, míg mások az előbb felsorolt tényezők és egyéb faktorok között nem találtak összefüggést (Bigot et al., 1996; Reichmann et al., 2004; Tóth et al., 2010). Egyes esetekben kimutatták például, hogy a csonthamu mennyisége az állat 4 és 7 éves kora között növekszik, majd 7 éves kor után enyhén csökkenni kezd (Reichmann et al., 2004; El Shorafa et al., 1979). Más hasonló tanulmányok viszont nem találtak semmilyen összefüggést az életkor és a csonthamu mennyisége között (Bigot et al., 1996).

A lovak végtag-immobilizációjának oszteopéniás hatását vizsgáló egyik tanulmány szerint a csont ásványianyag-sűrűsége az immobilizált végtagban csökken. Ez a csökkenés a gipszkötés eltávolítását követően lassan megállt, majd ugrásszerűen javult amint a lovakat visszaengedték a karámba, hogy azok szabadon mozoghassanak (Buckingham és Jeffcott, 1991).

#### **4.1.2. Csonterősség és csontminőség**

A humán orvoslásban általánosan bevett gyakorlat a csont ásványianyag-sűrűségének mérése, elsősorban a csonttörés kockázatának megállapítása céljából. Azonban az újabb kutatások azt mutatják, hogy a csont erősségét egyéb tényezők is befolyásolják (Felsenberg és Boonen, 2005). Ezek a tényezők többek közt a csont felépítése, a csontmegújulás üteme, valamint egyéb fizikai jellemzők. A csonterősség tehát a mineralizált porcmátrix számos tulajdonságának függvénye; a szakirodalom ezekre a tulajdonságokra együttesen csontminőségként utal. Ebben a kontextusban pedig a csonterősség alatt azt az erőbehataást kell érteni, amelyet egységnyi csontfelszín még el tud viselni (Lawrence, 2005).

Bár a humán gyógyászatban a csontsűrűség-mérés általánosan használt módszer a csonttrikulás diagnosztikájában és a kezelés szükségességének megállapításában, azonban a csontminőséget, illetve az azt meghatározó összes tényezőt figyelembe kell venni a csonterősség megállapításánál (Delmas et al., 2004).

#### 4.1.3. A csont felépítése és fizikai tulajdonságai

A csont felépítése a csontgerendák háromdimenziós elrendeződésére utal; meghatározásában általában a porozitást (vagy csonttér fogathányadot), a konnektivitást (a trabekuláris rostok egymáshoz kapcsolódásának mértékét), valamint az anizotropitást (vagyis azt, hogy a konnektivitás milyen mértékben függ a kapcsolódás elrendeződésétől) együttesen veszik figyelembe (Meunier, 1997).

Egy csont szerkezete nagyban függ annak funkciójától, ezért minden olyan információ, amely a csont geometriai tulajdonságaihoz kapcsolódik, segít annak megállapításában, hogy a csont normális használata során milyen terhelésnek van kitéve (Piotrowski et al., 1983).

A csont számos funkciót tölt be: merev tartószerkezetként szolgál a lágszövetek számára, emelőgépként működik, védelmet biztosít, ásványianyag- és zsírraktár, valamint vörös vértesteket termel. A test összes kalciumállományának mintegy 99%-a a csontokban raktározódik, a maradék 1% pedig az extracelluláris térben és a sejtekben található meg oldott formában (Sjaastad et al., 2003). A test ásványianyag-igénye folyamatos, az ásványianyag-bevitel azonban nem egyenletes. Alacsony ásványianyag-beviteli időszakokban a test a csontokból tud elvonni ásványokat. A csontozat így a test többi részének folyamatos ásványianyag-igénye (elsősorban kalciumigénye) mint állandó szükséglet alá rendelődik. Megállapítható tehát, hogy a csontozat bár erős, mégis dinamikus szerv (Robinson és Clive, 1988)

A csont heterogén anyag és tulajdonságainak változékonysága közvetlen hatással van az anyagban lezajló feszültség-nyúlás mértékére (Whan et al., 2005). A csont szerves és szervetlen részekből áll: a szerves rész a csonttömeg kb. 40%-át adja, a szervetlen rész pedig elsősorban kalcium-foszfátból áll. A szerves rész fő anyagát a csontképző sejtek által kibocsátott extracelluláris kollagénrostok képezik. A kollagénrostok adják a csontnak azt a képességét, hogy a hajlító és húzó jellegű terheléseket kibírja, míg az ásványi kristályok, melyek a márványhoz hasonló fizikai tulajdonságokkal rendelkeznek, adják a csont erejét.

Kétfajta felépítésű csontállomány létezik: az egyik a kortikális vagy kompakt állomány, amelyből a kortex és az epifízis áll, a másik pedig a trabekuláris vagy szivacsos állomány, amely vékony trabekulákból (gerendákból) épül fel. Ezek a csontgerendák a csontvelőüregeken keresztül haladva alkotják a kortikális állományok közötti összeköttetést. A trabekuláris csontállomány a hosszú csöves csontok felépítésében játszik elsődleges szerepet és a csontozat fizikai terhelésnek leginkább kitett részeiben található meg (Robinson és Clive, 1988). A test csonttömegének 80%-át kortikális csontállomány alkotja (Weismann, 1987).

A vizsgálatokat befolyásoló különböző tényezők nagy száma és a mérési technikák alapvető korlátai miatt a csont biomechanikai tulajdonságainak elemzése igen nagy nehézségekbe

ütközik. Az *in vitro* vizsgálat két fő fajtája a kis mintán (a csont egy bizonyos részén) végzett, illetve az egész csontot érintő vizsgálat: míg az előbbi specifikus csontrészek fizikai tulajdonságainak meghatározását célozza, addig az utóbbi a teljes, sértetlen csontot elemzi. A vizsgálatok során igyekeznek az *in vivo* terhelési környezet paramétereit reprodukálni. Ezen tesztek során számos nehézséget – többek közt a fizikai tulajdonságok heterogén mivoltát és a csontok aszimmetriájából eredő komplikációkat – kell leküzdeni (Whan et al., 2005).

A tanulmányok számos esetben a csontok tulajdonságainak leegyszerűsítésén alapulnak: például homogén csöves szerkezetűnek feltételezik a csontot, azonos kortikális szélességgel számolnak, egy adott csontmetszet vizsgálati eredményeit az egész csontra kiterjesztik, a keresztmetszeti terület egészére azonos mértékű megterhelést tételeznek fel, illetve vagy csak nyomási, vagy pedig csak hajlítási megterhelésnek vetik alá a vizsgált csontmintát (Les et al., 1997). *In vivo* körülmények között azonban a fenti tényezők komplex együttállása a jellemző, így ha a vizsgálat során az *in vivo* környezetet akarjuk reprodukálni, mindegyiküket figyelembe kellene vennünk.

#### **4.1.4. Mikroszerkezeti jellemzők**

A csont mechanikai tulajdonságait gyakran a különféle mikroszerkezeti jellemzők határozzák meg. A csont mechanikailag a rosterősített kompozit kerámiaanyagokhoz hasonlítható. Feltételezhető, hogy a csont bizonyos jellemzői – mint például a kollagénrostok elrendeződése vagy az osteon átmérője – az idők során úgy alakultak át, hogy a teljes csontszövet mechanikai működése minél tökéletesebb legyen (Gibson et al., 2006).

Számos, különböző csonttípust vizsgáló tanulmányból kiderül, hogy a kollagénrostok elrendeződése különböző formákat ölthet, így például minden kortikális területnek megvan a sajátos elrendeződése. A ló hármás metacarpalis csontjaiban a laterális kortex kollagénrostjai jóval inkább hosszanti elrendeződésűek, mint a dorzális régiókban (Hiller et al., 2003). Hasonló kollagénrost-elrendeződés figyelhető meg a radiusokban, ahol a kraniális kortex elrendeződése hosszirányú, míg a kaudális kortex jellemzően keresztirányú (Riggs et al., 1993). Az **1. táblázat** a Gibson et al., (2006) által összefoglalt adatokat tartalmazza a lovak kortikális csontszerkezetében fellelhető regionális különbségeket illetően:



**1. táblázat – Lovak kortikális csontjaiban megfigyelhető regionális különbségek**

<b>Tényező</b>	<b>Legalacsonyabb</b>	<b>Közepes</b>	<b>Legmagasabb</b>	<b>Referencia</b>
Rugalmassági modulus	dorzális <sup>+</sup>	mediális*	laterális <sup>#</sup>	Gibson et al. (1995)
Monoton erő	dorzális <sup>+</sup>	mediális*	laterális <sup>#</sup>	Gibson et al. (1995)
Osteon átmérője	dorzális <sup>+</sup>	mediális*	laterális*	Martin et al. (1996)
Hosszanti elrendeződésű kollagén	dorzális <sup>+</sup>	mediális <sup>+</sup>	laterális*	Martin et al. (1996)
„Abroncsos” osteonok	dorzális <sup>+</sup>	laterális*	mediális*	Martin et al. (1996)
Korábbi átépülés	laterális <sup>+</sup>	dorzális <sup>+</sup>	mediális*	Martin et al. (1996)
Aktív átépülés	laterális	mediális	dorzális	Martin et al. (1996)
Porozitás	laterális <sup>+</sup>	mediális <sup>+</sup>	dorzális*	Martin et al. (1996)
Osteon-kivonódás	laterális <sup>+</sup>	mediális <sup>+</sup> *	dorzális*	Hiller et al. (2003)
Kifáradási idő	laterális <sup>+</sup>	mediális*	dorzális*	Gibson et al. (1995)

*A mechanikai és hisztomorfometriai jellemzők regionális különbségei a ló hármes metacarpalis csontjának kortikális csontja esetében, a referált szerzők korábbi laborkísérleteinek eredményei alapján (Gibson et al., 2006). Egy soron belül a különböző jelek (\*, +, #) a statisztikailag szignifikáns regionális eltéréseket mutatják.*

A kollagénrost-elrendeződés a csont mechanikai jellemzőivel korrelál. Azok a csontok, amelyekben a kollagénrostok hosszanti rostelrendeződésűek rugalmatlanabbak, valamint nagyobb szakítószilárdságúak, mint azok, melyekben a rostok keresztirányban helyezkednek el. Ez utóbbiak viszont ellenállóbbak a nyomóerővel szemben (Riggs et al., 1993). A csont végső erejét tehát a hosszanti és keresztirányú rostelrendeződés kiegyensúlyozott kombinációja határozza meg.

Egyes tanulmányok említést tesznek az abroncsos osteon szerkezetekről, amelyekben a belső kollagénrostok elrendeződése hosszanti irányú, az osteon széléhez közel eső külső rostok, más néven cementvonalak pedig az osteon kerületén helyezkednek el. Ezeket az abroncsos osteonokat jellemzően a laterális kortextben, mintsem a dorzális kortextben mutatták ki (Hiller, 2003).

A vizsgálatok rámutattak, hogy a csont víztartalma is befolyásolhatja annak mechanikai viselkedését. A dehidratált csontok erősebbek és merevebbek, viszont kevésbé kemények. A csontok három formában tartalmazhatnak vizet: a pórusokban, a kollagénrendszerben megkötve, valamint az ásványi fázisban megkötve (Wang és Puram, 2004).

Bizonyos tanulmányok összefüggéseket találtak a csont mikroszerkezeti jellemzői és mechanikai tulajdonságai között. Bebizonyosodott például, hogy a kollagénrost-elrendeződés, a mineralizáció és a porozitás befolyásolja a csont mechanikai tulajdonságait (Vincentelli és Evans, 1971). Egyes szerzők a csont kifáradási ideje, meghibásodási pont utáni viselkedése és mikrosérülési folyamata között (Gibson, 2006; Hiller, 2003; Riggs et al., 1993; Burr, 2002; Burstein et al., 1975; Shelton et al., 2000; Wang et al., 2001), valamint

kisebb mértékben a meghibásodási feszültség és a végső feszültség között (Weissman, 1987) is találtak összefüggéseket.

#### **4.1.5. Csontmegújulás**

Az egészséges felnőtt csontban a test elsődleges szükségleteit a folyamatos csontátépülés tartja egyensúlyban. A felnőtt állatban a csont alkotóelemei állandóan cserélődnek, így a nettó veszteség vagy gyarapodás elenyészőnek mondható (Robinson és Clive, 1988). A csontmegújulás mértéke egyrészt szövettani, hisztomorfometriás és külső csípőszögleti csontbiopsziás módszerekkel, másrészt bizonyos szenzitív vagy specifikus biokémiai markerek szérum-, plazma- és vizeletkoncentrációjának mérésével állapítható meg. A csontmegújulás növeli a csont kifáradási idejét azzal, hogy egyrészt kompenzálja a kifáradásból eredő sérüléseket, másrészt egyensúlyban tartja a csontszövet rugalmassági modulusát (Gibson, 2006).

A felnőtt kompakt csont megújulása a csontképző üregekben zajlik; a folyamat akár négy hónapot is igénybe vehet. A csontátépülési folyamatot a csont mikrokörnyezetében lezajló történések indukálják. Egyelőre még nem ismeretes, hogy pontosan mi indítja el a csontátépülést, de úgy vélik, hogy a nyújtási igénybevételnek szerepe van a folyamat beindításában. Léteznek a csonterősség fenntartása szempontjából optimális nyújtási igénybevételi erők, valamint nyújtási igénybevételi ciklusszámok (Lawrence, 2005).

A laterális régió csontmegújulási üteme a kor előrehaladtával lassul, míg a dorzális régióban a csontátépülés üteme idősebb korban sem változik. Ezen túlmenően a laterális régióban található osteonok nagyobbak és kevésbé porózusak, mint a dorzális régióban lévők, ami azt jelzi, hogy az osteonok szerkezete és életkora a különböző csont régiókban eltérő. A dorzális régióban nagyobb a porozitás, mint a mediális és laterális régiókban, a csontmegújulási ütem pedig a mediális régióban gyorsabb, mint a dorzális vagy laterális régiókban (Martin et al., 2006).

#### **4.2. A ló csontjának alapvető tulajdonságai**

A ló csontjának mechanikai tulajdonságaira vonatkozó jelenleg rendelkezésre álló adatok igen sokfélék. Az adatok különböző mintákból származnak és az adatgyűjtők a csontok különböző részeit elemezték. Másrészt az alkalmazott tesztmódszerek is eltérőek, illetve az állatok kora, fajtája és takarmányozása közötti összefüggéseket is számszerűsíteni kell még (Bigot et al., 1996). Ettől függetlenül azonban több kutatócsoport foglalkozik a ló csontjának

vizsgálatával, és a fenti nehézségek ellenére jelentős előrelépés történt az *in vivo* körülmények leírásában és megértésében.

A lovak csontjait vizsgáló tanulmányok összefüggéseket mutattak ki a csont merevsége (rugalmatlansága), illetve az állat neme, a takarmányozás és a mozgás mennyisége között. A sokat járatott pónik, a mének vagy a kb. 1:1 kalcium-foszfor arányú takarmánnyal etetett pónik csontjaiból vett minták általában nagyobb törési szilárdságot mutattak, mint a keveset mozgatott pónik, a kancák, illetve a kb. 1:2 vagy 2:1 kalcium-foszfor arányú takarmányon tartott pónik csontjaiból vett minták (Schryver, 1978).

Lovaknál a hármás metacarpalis csontok cortex vastagsága pozitív korrelációt mutat a töréserővel. A hármás metacarpalis csontok kortexe a középső és az alsó harmad határán a legvastagabb és innen kiindulva mindkét irányba haladva fokozatosan vékonyodik. Egy kutatás vizsgálta a csonttérfogat és a kifáradás közötti összefüggéseket és kimutatta, hogy a kisebb térfogatú minták esetében hosszabb volt a kifáradási idő, mint a nagyobb térfogatú minták esetében, azaz e két tényező között fordított korreláció áll fenn. A tanulmány továbbá rámutatott arra, hogy a kifáradási idő és a kumulatív kifáradási valószínűség is egyenesen arányosak egymással (Bigley, 2007). Bebizonyosodott, hogy a csonttérfogat az edzésben töltött idővel arányosan nő (Sherman et al., 1995). A hármás metacarpalis csontok kortikális területe azonban csak gyenge korrelációt mutat a töréserővel (El Shorafa et al., 1979).

Egy külföldi tanulmány szerint a jobb oldali hármás metacarpalis csontok a vizsgált lovak 76%-ánál hosszabbak, mint a bal oldaliak, ez a különbség pedig magyarázhatja az angol telivér versenylovak oldalpreferenciáját (Watson et al., 2003).

Egy másik tanulmány csonttrögztítés céljából előzőleg kifúrt ló hármás metacarpalis csontokat vetett össze sértetlen metacarpalis mintákkal. Bár a különböző méretű közép-diafizialis furatokkal ellátott csontok között nem mutatkozott különbség a merevségük, energiaelnyelésük, valamint a feszültségi és meghibásodási értékeik között, a sértetlen csontok meghibásodási értéke nagyobbak bizonyult (Seltzer et al., 1996).

Több vizsgálat rámutatott a ló hármás metacarpalis csontjának regionális különbségeire mind a csontsűrűség, mind a mechanikai jellemzők tekintetében. Monoton terhelésnek alávetve a laterális csont erősebbnek és merevebbnek bizonyult, mint a mediális vagy dorzális csont, kifáradási ideje viszont rövidebb (Les et al., 1997). Emberi csontokon végzett vizsgálatok azt mutatják, hogy a négy kvadráns közül a palmáris régióban a legmagasabb az ásványianyag-sűrűség, ezt pedig sorrendben a mediális, a laterális és a dorzális régió követi (Lai et al., 2005). Lovaknál a radius és a femur a kraniális és mediális kvadránsban merevebb, mint a kaudális és laterális kvadránsban, illetve a kraniális és mediális kvadránsban magasabb a végső hajlási szilárdság is. A kraniális kvadránsok azonban nagyobb meghibásodási feszültséggel rendelkeznek, és több energiát nyelnek el, mint egyéb kvadránsok (Schryver, 1978).

Összefüggéseket írtak le korábban a lovak csontjainak ásványianyag-sűrűsége és a metacarpalis csontok egyes biomechanikai tulajdonságai között is: bebizonyosodott, hogy az ásványianyag-sűrűség pozitív korrelációban áll a végső szakítószilárdsággal és a rugalmassági modulussal. A kraniális kortex végső szakítószilárdsága a kaudális kortexhez képest nagyobb, a nyomóerőnél viszont épp fordított a helyzet (Riggs et al., 1993). A több tanulmány eredményeit összefoglaló **1. táblázatban** a ló hármás metacarpalis csontjának anatómiai régiók szerinti eltéréseit tüntettük fel (Gibson, 2006).

A diafizialis csont a metafizialis csonthoz képest rugalmatlanabb, erősebb, több energiát nyel el és meghibásodásnál, illetve sérülésnél is kevésbé deformálódik (Les et al., 1997). Mozgás közben a csontot nem homogén erőbehatás éri, hanem minden egyes csontterületen valamilyen specifikus erőbehatás érvényesül. A függőleges hajlítás például a teljes erőbehatást olyan módon változtatja meg, hogy a kaudális kortexre nyomóerő, a kraniális kortexre pedig húzóerő hat. A tengely menti nyomás ellensúlyozza a hajlítóerőt, ami azt eredményezi, hogy a húzó-igénybevétel valamivel alacsonyabb lesz, mint a nyomó-igénybevétel (előbbi kb. 80%-os, míg utóbbi kb. 85%-os) (Biewener és Taylor, 1986).

A hármás metacarpalis csont felépítése révén inkább fokozza és modulálja a függőleges hajlítást, semmint ellenállna annak. A csonton belüli anyageloszlás is azt célozza, hogy terhelés alatt a csont minél ellenállóbban viselkedjen (Les et al., 1997). Továbbá feltételezik, hogy a csont kiképzése is olyan, hogy optimálisan ötvözze a lehető legnagyobb terhelést és teljesítményt a csont maximális ellenállóképességével eltérő terhelési feltételek mellett is (Les et al., 1997; Biewener és Bertram, 1988).

A hármás metacarpalis csont proximális vége jobban alkalmazkodott a hajlító erőkhöz a dorsopalmaris síkban, mint a disztális végdarab, ahol a hajlítási megterhelés nem jellemző. A tanulmányok kimutatták, hogy a kapocscsontokkal együtt a metacarpalis csontok rugalmatlansága és hajlítószilárdsága jelentősen megnő, a torziós terhelésre való hatásuk azonban elenyésző (Piotrowski et al., 1983).

A torziós rugalmatlanság voltaképpen a torziós megterhelés hatására jelentkező deformációs erőnek való ellenállás mértéke. A torziós rugalmatlanság a metacarpalis csont középső harmadában állandó, a csont proximális végénél azonban nagyobb, míg a disztális végénél kisebb (Piotrowski et al., 1983).

A különböző régiókban lévő kortexek ásványianyag-sűrűségei közötti különbségeket gyakran annak tulajdonítják, hogy a csontozat mechanikusan alkalmazkodik az eltérő erőeloszláshoz. A kraniális kortexből származó csontnak a nyomási és húzótesztek alapján nagyobb a végső szakítószilárdsága és a rugalmatlansága, mint a kaudális kortexből származó csontnak, ami viszonylag erősebbnek bizonyult a nyomásteresztek eredményei szerint, bár mindkét kéregállománynak nagyobb a nyomási szilárdsága, mint a szakítószilárdsága (Riggs et al., 1993).

Minden hajlításhoz kapcsolódó jellemző szignifikáns korrelációt mutat a növésben lévő csikók életkorával és teljes testtömegével. A hajlítózilárdság, a rugalmassági modulus és a meghibásodási feszültség is megnő az életkorral és a testtömeggel, míg a végső specifikus elhajlás a növekedés során kismértékben csökken (Bigot et al., 1996).

Az izomösszehúzóds tengely menti nyomási feszültségre gyakorolt hatásának vizsgálata során megállapították, hogy az izomösszehúzóds csak kismértékben befolyásolja a végtagokra ható feszültséget, mivel annak nagy része a csont által keltett hajlítónyomaték eredménye (Kaastad et al., 2000).

### 4.3. Csontsérülés

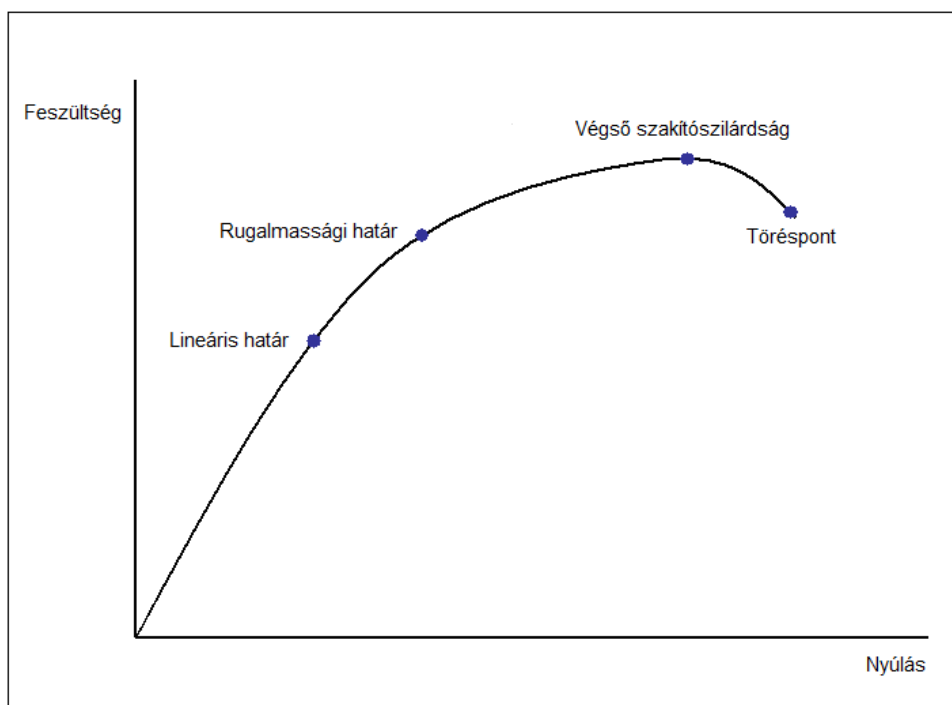
#### 4.3.1. Feszültség és nyúlás

A csontokat folyamatosan olyan erőbehatások és egyéb hatások érik, amelyek viselkedésüket és szerkezetüket befolyásolhatják. Ezeket a behatásokat együttesen feszültségnek és nyúlásnak (alakváltozásnak) nevezzük.

A feszültségnek három típusa lehet: nyomófeszültség, amely az anyagra gyakorolt nyomást és az annak következtében fellépő térfogatcsökkenést jelenti; húzófeszültség, amely a nyomófeszültség ellentéte; valamint nyírófeszültség (csúsztatófeszültség), amely az anyagra gyakorolt érintőleges erőbehatás következménye. Az alakváltozás szintén három kategóriába sorolható: összenyomódás (kompresszió), megnyúlás és nyírás. A nyúlás alapvetően az anyag hosszának részarányos változását jelenti. Ha például egy tárgyat két végén lefogatunk, és azt valamilyen erőbehatásnak vetjük alá, az anyag hosszában bekövetkezett minden változást nyúlásnak (alakváltozásnak) tekintünk, míg az anyag egységnyi területére jutó erő a feszültség. Az anyagok mechanikai tulajdonságainak ábrázolása rendszerint a feszültség-nyúlás függvény segítségével történik.

A szakítózilárdság kifejezésére a mechanikában általában a Young-modulust használják, amely az egyirányú feszültség és az egyirányú nyúlás hányadosaként írható le. A Young-modulus, amely rugalmassági modulusként is ismeretes, kísérletileg meghatározható, ha megvizsgáljuk a szakítózilárdsági tesztek során felírt feszültség-nyúlás görbe meredekségét.

A legtöbb anyag esetében, melyet szakítózilárdsági tesztnek vetnek alá, a feszültség-nyúlás görbe kezdeti szakasza egyenes vonal (**1. ábra**). Ezen a szakaszon a feszültség egyenesen arányos a nyúlással; ha megszűnik az erőbehatás, az anyag visszanyeri eredeti alakját. Ez tehát a rugalmas alakváltozás tartománya, melyen belül a feszültség-nyúlás görbe meredeksége adja a Young-modulust (Sterheim és Kane, 1991).



**1. ábra** – Példa a feszültség-nyúlás görbére

Ha az erőbehatás meghaladja a rugalmassági határt, a nyúlás mértéke ugrásszerűen megnő, és az anyag oly mértékben deformálódik, hogy már nem nyeri vissza eredeti alakját. Amennyiben az erőbehatás a maximális feszültség pontját – más néven a végső szakítószilárdságot – eléri, a tárgy megközelíti a töréspontját. Ebben az állapotban további nyúlás idézhető elő a korábbi erőbehatásnál már jóval kisebb erőbehatásra is; ezt a szakaszt hívjuk plasztikus vagy maradó alakváltozásnak.

Abban az esetben, ha az anyag szakítószilárdsági és töréspontjai közel esnek egymáshoz, az anyagot ridegnek tekintjük. Ellenkező esetben, vagyis ha a két pont távol esik egymástól, az anyagot szívósnak (képlékenynek) tekintjük.

A szakítószilárdsági tesztek másik fontos mérőszáma arra utal, hogy az anyag mennyire áll ellen a hajlításnak anélkül, hogy eltörne. Ez a tulajdonság az anyagok hajlítószilárdsága, amelyet nemcsak az anyag összetétele, hanem a tárgy formája és szerkezete is meghatároz.

A fentiekén kívül minden anyagra jellemző a kifáradás, ami voltaképpen az anyag progresszív szerkezeti károsodására utal, amelyet az arra ható ciklikus terhelés okoz. A kifáradás az anyag végső erejét (szilárdságát) csökkenti, aminek eredményeképp az anyag kisebb feszültségnél is meghibásodik.

A csontok vizsgálatánál bebizonyosodott, hogy a Young-modulus és a hajlítószilárdság pozitívan korrelál a kortikális csont ásványianyag-tartalmával, különösen a kalcium tartalommal. Mérsékelt pozitív korreláció figyelhető meg a Young-modulus és a

csontrepedések sűrűsége között, ami azt jelenti, hogy monoton vagy kifáradásos sérülés esetén a legrugalmatlanabb mintákban keletkezett a legtöbb repedés. A meghibásodási feszültség és a végső specifikus elhajlás negatívan korrelál az ásványianyag-tartalommal, illetve alacsony negatív korreláció figyelhető meg a Young-modulus és a porozitás között is (Bigot et al., 1996).

A lovak ciklikus kifáradási vizsgálatai kimutatták, hogy az idősebb lovak csontjai négyszer annyi ciklust bírnak ki a sérülésig, mint a fiatal lovaké (Nunamaker et al., 1991).

Egy kecskéken végzett *in vivo* tanulmány szerint a használat közbeni maximális nyúlás szignifikánsan alacsonyabb, mint az *ex vivo* szakítószilárdság. A vizsgálat hasonló eredményeket hozott kutyák és lovak esetében is (Biewener és Taylor, 1986).

A törésmechanika feltérképezésekor számos tanulmány a csontot a kerámiához hasonlítja. A kerámia bevizsgálására általában R-görbét, azaz a repedésterjedési ellenállást ábrázoló görbét alkalmaznak. Ezek a görbék a vizsgált minta geometriáján és a rosterősített kompozit anyagok mikroszerkezetén alapszanak, és alapvetően az energiaeloszlást mint a repedés méretének függvényét ábrázolják grafikonos formában. Az R-görbék megmutatják, hogy a törésellenállás a rugalmas-plasztikus anyagokban a repedésmérettel egyenes arányban növekszik. Az R-görbe segítségével a törésellenállást a repedéshossz függvényeként lehet értelmezni, minthogy a repedés egyenletes és nem katasztrofikus módon terjed (Bazant, 2001).

Jóllehet néhány tanulmány szerint az egymás mellett lévő intakt osteonok cementvonalai a szövetközi csontrészekben megakadályozzák a repedések továbbterjedését, más vizsgálatok rámutattak, hogy bár a szövetközi mikrorepedések valóban visszaverődnek azokról az osteonokról, amelyek a teljes csontmátrixnál rugalmatlanabbak, viszont azok irányába továbbterjednek, amelyek a mátrixnál rugalmasabbak. Bebizonyosodott, hogy a repedések fiatal, kevésbé mineralizált osteonokban hamarabb érik el a kritikus hosszt. Így a kifáradási idő megnő abban az esetben, ha a szövetközi zónákat újonnan képződött osteonok veszik körül, mivel az energia ebben az esetben szövetközi repedéseket képez, melyek jellemzően nem érik el a kritikus hosszt (Gibson, 2006).

A repedések sűrűsége független a kortikális régiótól, bár a károsodás mértéke és a repedések sűrűsége a perioszteális felszíntől való távolság növekedésével csökken (Martin et al., 2006).

A kortikális csont törésellenállását felmérő vizsgálatok nagymértékben hozzájárulnak az életkor, a betegségek és a használat csontsérülékenységre gyakorolt hatásának megértéséhez. A laterális csontszövet ellenállóbb a repedésnövekedéssel szemben, és nagyobb maximális erővel bír, mint a dorzális régióból vett szövet. Az R-görbe eltérései arra utalnak, hogy a ló kortikális csontjának törésmechanizmusai régiófüggőek (Malik et al., 2003).

#### 4.3.2. A hármás metacarpalis csont törései

Amikor a feszültség és nyúlás értékei meghaladják a csont erősségét és törés-ellenállási küszöbét, a csont eltörik. A törésszilárdság vagy más néven szakítószilárdság az a feszültség, amelynél bekövetkezik a csonttörés; ez egyben a feszültség-nyúlás függvény végpontja is.

Angol telivér versenylovaknál leggyakrabban a hármás metacarpalis (McIII) és a hármás metatarsalis (MtIII) csont parasagittális condylaris törése megy végbe (Riggs, 1999). Ezek a sérülések sokszor a tréning vagy verseny során következnek be és a versenypályán történő elhullások egyik leggyakoribb okaként tartjuk őket számon (Bassage és Richardson, 1998; Ellis, 1994; Rick et al., 1983). A jobb elülső végtag végzetes kimenetelű condylaris törése kétszer olyan gyakran következik be, mint a bal elülső végtagé (Parkin et al., 2006).

Egy Angliában végzett vizsgálat szerint ezer rajtra összesen 0,72 végzetes kimenetelű törés jut és a laterális condylus törése a leggyakoribb a halálos kimenetelű törések között (Zekas et al., 1999). Ennek valószínűleg a condylaris árokban jelentkező folyamatos és koncentrált feszültség az oka, mivel a csont proximo-disztális tengelyére állandó nyomóerő hat. Ez helyileg stimulálja a csontátépítési folyamatot, aminek következtében a condylaris régióban az ásványianyag-sűrűség csökken, emiatt pedig megnövekszik a törés kockázata (Riggs et al., 1999).

Egy másik, Amerikában megjelent tanulmány szerint a sérült lovak 65%-a képes volt újra versenyezni, és az újra versenyző lovak 66%-ának a sérülés után is sikerült megtartania vagy épp javítania versenysztyálya. Az átlagos felépülési idő 9,7 hónap volt (Parkin et al., 2004).

A csontszövet kifáradása és törése nem számszerűsíthető egyetlen anyagi jellemzővel vagy mérőszámmal, mivel a csontban szerkezeti és mikroszerkezeti elemek kapcsolódnak egymáshoz (Bigley, 2007). A szakítószilárdság vizsgálatához például szükséges a csont tehetetlenségi felületnyomatékának kiszámítása, amely a csont mechanikai középpontjától való távolsággal arányosan növekszik. Alapvető jelenség, hogy minél nagyobb a csont átmérője, annál nagyobb az ereje is. Több tanulmány rámutatott, hogy a többet edzett lovak csontjainak átmérője nagyobb, így nagyobb azok felületi nyomatéka is, ezáltal nagyobb szakítóterhelést bírnak el (Lawrence, 2005).

Az osteonok aktivitása jelentősen befolyásolja a csont mechanikai tulajdonságait, többek közt megnöveli a kifáradási erőt és megakadályozza a repedések terjedését azáltal, hogy az osteonok kiválnak – más szóval „kivonódnak” – a szövetközi mátrixból, és a létrejövő repedéseket áthidalják. Úgy vélik, ez a folyamat akkor megy végbe, ha az osteon



szakítószilárdsága nagyobb, mint cementvonalának nyírószilárdsága, ami végül az osteon teleszkópszerű elrendeződésben történő kivonódásához vezet (Hiller, 2003). Ez a folyamat jellemzően inkább a dorzális, mint a laterális kortexben megy végbe (Malik et al., 2003), és inkább a kifáradási terheléshez, mint a hajlási meghibásodáshoz kapcsolódik. Ez a jelenség ellenőrzött terhelés alatt pozitívan korrelál a kifáradási idővel.

#### 4.3.3. A csüdcsont törései

A stressztörést a versenyló-ipart ért anyagi károk egyik legmarkánsabb okaként tartják számon. Átfogó retrospektív vizsgálatok szerint a versenylovak csont-izomrendszeri sérülései az Egyesült Államokban az esetek 80%-ában, míg Nagy Britanniában az esetek 60%-ában fatális kimenetelűek (Vaughan és Mason, 1975). A csüdcsont (P1) törése a tréningek során következik be leggyakrabban (Vaughan és Mason, 1975), valamint a lóklinikákon elvégzett csontműtétek közül is az egyik leggyakoribb oszteosztézis (Smith, 2010). A legsúlyosabb egyszerű hosszanti és romtörések is a csüdcsontot érintik (Rooney, 1969). A legtöbb törés „spontán” bekövetkezésűnek tűnik, annak ellenére, hogy valójában egy sor tényezőtől összeálló komplex folyamat végeredménye (Baxter és Turner, 2002).

A lovak mozgása, mozgatása szempontjából a csüdcsont törésére az angol telivér versenylovak a leghajlamosabbak (Adams, 1987). Ramzan és munkatársai felmérése szerint három versenystállót vizsgálva a csüdcsont törése második helyen áll az összes törés között 14,5%-kal, a tibia 20,7%-a mögött (Ramzan és Palmer, 2010). Ezen belül, bár istállótól függően, 68-75%-ban főként az elülső csüdcsontok voltak érintettek (Denny, 1989; Ramzan és Palmer, 2010). Az adatokat természetesen befolyásolják a külső körülmények, mint az istálló, a pálya, az időjárás, az edzésterv és a tréner személye is.

A telivérek és amerikai ügetőlovak tibia stressztöréseinek vizsgálata során megállapították, hogy a tibia stressztörése leggyakrabban a közép-diafizialis régióban következik be. Bebizonyosodott, hogy a stressztörés helye függ az életkortól. A tibia törései a kétéves lovaknál gyakoriak, míg a hároméveseknél a humerus törése a jellemzőbb. A tibia törése továbbá azoknál a lovaknál is gyakori, amelyek viszonylag keveset versenyeznek (O'Sullivan és Lumsden, 2003).

A különböző törések típusai, amelyek az egyszerű dorsalis chipfraktúrától a mindkét ízületet érintő romtörésig terjedhetnek, esetenként jellemzően meghatározottak a ló fajtájától, korától és használatától (**2. táblázat**). A repedések a telivérekre és az ügetőkre jellemzőek, míg a többszörösen összetett törések, a romtörések a westernlovak gyakori töréstípusai (cutting, hordókerülés során) (Adams, 1987; Turner, 1982).

Bár a katasztrofális törések általában versenyek alatt következnek be (Stover, 2003), Hinchcliff és munkatársai (2004) munkájukban azt találták, hogy a csüdcsont leginkább az edzések során sérül. A törések 65%-a a kétéves versenylovakban, 20%-a háromévesekben fordul elő, és ezen töréseknek 81,5%-a egyszerű sagittális törés (Ellis et al., 1987).

**2. táblázat – Csüdcsonttörések típusai (Denny, 1989)**

<b>Töréstípus</b>	<b>Definíció</b>	<b>Jellemző előfordulás</b>
Sagittális		
- rövid inkomplett	A proximális ízületből kiindulva 30mm-nél rövidebb törési vonal.	
- hosszú inkomplett	A proximális ízületből kiindulva 30mm-nél hosszabb törési vonal.	
- komplett-laterális	A proximális ízületből kiindulva a laterális cortexhez tér.	
- komplett-disztális	Komplett sagittális törés a proximális ízületi felszíntől a disztális ízületi felszínig.	
Dorso-frontális	A proximális ízületből kiindulva a csont dorzális felületéhez tér.	Ügetőkben gyakori a bal hátulsó végtagon (Ross és Dyson, 2003), illetve telivérekben, amelyek kemény talajon versenyeznek (USA) (Adams, 1987).
Disto-sagittális	A disztális ízületi felszínből kiinduló részleges sagittális törés.	
Processus palmáris/plantáris	A proximális ízületi felület palmáris/plantáris nyúlványának törése. Lehet ízületet érintő/nem érintő.	Ügetőknél fordul elő a leggyakrabban, főleg a hátulsó végtagon
Physeális	A proximális epifízis fúga mentén válik el a csont.	Még növésben, fejlődésben lévő csikóknál.
Transversális	A csonton átérő, de egyik ízületi felszínt sem érintő törés.	
Összetett	Többszörös törés három vagy annál több tört darabbal.	Western lovakra jellemző, cutting, hordókerülés során.

#### **4.4. A csontsűrűség-mérés módszerei**

A csontsűrűség-mérés (denzitometria) kvantitatív vizsgálat: a csont adott területén vagy térfogatán méri annak tömegét vagy sűrűségét. A mai korszerű mérési módszereket nagy általánosságban két csoportra oszthatjuk: eszerint beszélhetünk röntgensugárral, illetve ultrahanggal dolgozó mérési módszerekről.

##### **4.4.1. Egyszerű röntgen**

A csont egyszerű röntgenvizsgálata a legrégebben használatos csontsűrűséget mérő és kiértékelő módszer. Az egyszerű röntgenfelvétel azonban igen korlátozott eszköze a csontsűrűség és csontvesztés megállapításának. Korábban az emberi csontokban bekövetkezett csontitkulást a röntgenfelvételeken látható eltérések alapján diagnosztizálták. Ez a módszer azonban köztudottan pontatlan, mivel az eltérés csak akkor látható, ha az ásványianyag-tartalom már több mint 40%-ban megváltozott, ezen a ponton pedig már régen kialakult a csontitkulás (Jeffcott et al., 1988). Napjainkban ezért – mivel a csont ásványianyag-sűrűsége (BMD, *bone mineral density*) és a töréskockázat közötti összefüggés általánosan bizonyított – a diagnózist rendszerint pontosabb eredményt adó csontsűrűség-mérésre alapozzák (Stevenson és Marsh, 2007).

##### **4.4.2. Radiogrammetria**

A radiogrammetria alapvetően a teljes csont átmérőjének, a csontvelőüreg szélességének és a kortikális csont vastagságának radiografikus mérését jelenti. Régebben a radiogrammetriát az emberi csontváz appendikuláris részeiben lévő ásványianyag-sűrűség mérésére használták, rendszerint a metacarpalis csontoknál. A metacarpalis csontok kortikális vastagságát hosszú éveken át használták a csontitkulás kockázatának előrejelzéséhez. A radiogrammetriai mérés érzékenysége azonban nem megfelelő, továbbá a metacarpalis csontok mérési eredményei nem tükrözik egyéb fontosabb helyek, mint például a csípő vagy a gerinc csontjainak ásványianyag-sűrűségét (Stevenson és Marsh, 2007). Jóllehet van összefüggés az ásványianyag-sűrűség tekintetében az appendikuláris és az axiális csontváz között, a korreláció nem elég nagy ahhoz, hogy az axiális csontok ásványianyag-sűrűségét az appendikuláris csontok ásványianyag-sűrűségi értékei alapján tudjuk megállapítani.

#### 4.4.3. Röntgen fotodenzitometria és abszorpciometria

Az egyszerű röntgenfelvételt úgy is lehet alkalmazni a csontsűrűség megállapításához, hogy a csontról készült felvételt összevetjük az ugyanakkor röntgenezett, már ismert sűrűségű alumínium vagy elefántcsont röntgen-normálértékeivel (Bonnick, 2010). Ez a módszer a röntgen abszorpciometria (RA) vagy fotodenzitometria, amely mind a trabekuláris, mind a kortikális teljes csonttömeg megállapításának korai módszerei közé tartozik. Az RA viszonylag olcsó és non-invazív módszer pl. a hármaskéz metacarpalis csont csontsűrűségének meghatározására fiatal lovaknál (Meakim et al., 1981).

A fotodenzitometria esetében széles röntgensugár-nyalábokkal készítenek röntgenfelvételeket a csontról, majd a felvételt fotodenzitometriás szkennelésnek vetik alá, és így állapítják meg az ábrázolt csont sűrűségét. A technológia alkalmazásából eredő változók – mint például a besugárzási beállítások, a sugárnyaláb energiája, valamint a filmkidolgozás – eredményre gyakorolt hatását részben azzal küszöbölik ki, hogy a csontfelvételekkel egy időben ismert sűrűségű anyagból készült röntgensugár-keményiségmérőről (penetrométerről) is készítenek felvételt a röntgenfilmen (Bonnick és Lewis, 2006).

#### 4.4.4. Foton abszorpciometria

Az egyszeres foton-abszorpciometria (SPA) a csontsűrűségmérés nem-invazív módszere, amelynek során egy radioaktív forrásból fotonnyalábot bocsátanak ki a végtagra, majd megméri az átocsátott (elnyelt) sugárzást. A lágy szövetek és a csontok különböző mértékben nyelik el és gyengítik a sugárzást, ami lehetővé teszi a fotonnyaláb útjába kerülő csontszövet ásványianyag-sűrűségének kiszámítását. Embereken végzett abszorpciometriánál jódizotópot használnak, míg az állatgyógyászatban más elemek, például az Amerícium 241-es izotópját javallott (Jeffcott et al., 1986). A módszer inkább a perifériás csontoknál használható jól, egyrészt a körülvevő szövetek interferenciája miatt, másrészt mert ezzel a módszerrel a trabekuláris és a kortikális csontszöveteket nem lehet megkülönböztetni.

Az egyszeres foton-abszorpciometria hátránya, hogy csak egységnyi csont hosszúságra tudja mérni az ásványianyag-sűrűséget, tekintet nélkül a különböző csontméretekre. Így főként egy adott egyed csontjában bekövetkező változások nyomon követésére alkalmas.

A kétszeres foton-abszorpciometria (DPA) a csontsűrűség és csonttömeg mérésének újabb és pontosabb módszere. Ennél a módszernél olyan izotópot használnak a csont egyenes vonalú szkennelésére, amely két különböző fényelektromos csúcson bocsát ki fotonenergiát.

Bár a DPA jelentős előrelépést hozott az SPA-hoz képest, számos hátránya van, például drága az eszközök működtetése és fenntartása, nem lehet vele meghatározni a csont háromdimenziós méreteit, illetve nem képes a trabekuláris és a kortikális csont megkülönböztetésére.

#### **4.4.5. Röntgen abszorpciometria**

##### *4.4.5.1. Egyszeres energiájú röntgenfoton-abszorpciometria (SXA)*

Az egyszeres energiájú röntgenfoton-abszorpciometria (SXA) az egyszeres foton-abszorpciometria röntgensugarat alkalmazó megfelelője, amelyben az SPA-ban lezajlóhoz hasonló folyamat megy végbe, csak épp radioaktív energiaforrás helyett röntgensövet használnak. A vizsgálandó területet szövetazonos anyaggal veszik körül, hogy a légyszövet a képből kivonható, a csont pedig elhatárolható legyen. Ez a módszer már jórészt elavult, ami a kettős energiájú röntgenfoton-abszorpciometria kifejlesztésének köszönhető.

##### *4.4.5.2. Kettős energiájú röntgenfoton-abszorpciometria (DXA vagy DEXA)*

A kettős energiájú röntgenfoton-abszorpciometria (DXA vagy DEXA) szintén hasonló a kettős foton-abszorpciometriához és mint az SXA esetében, itt is röntgensövet alkalmaznak radioaktív izotóp helyett. Ez a berendezés működtetési költségeit csökkenti, mivel nem kell benne rendszeresen cserélni a radioaktív energiaforrást. Mivel a röntgensövek által kibocsátott fénynyaláb a fényenergiák széles spektrumát fogja át, energiaszűrőt kell használni. A szűrő a röntgenyaláb fényenergiáit két olyan fotoelektromos csúcsra szűkíti le, melyek a lágyrészt el tudják választani a csonttól. Ma a DXA általánosan bevett mérési módszer mind a humán gyógyászatban, mind pedig a kutatásokban és már szinte mindenütt felváltotta a korábbi módszereket (az SPA-t, a DPA-t, illetve az SXA-t). A DXA-módszert alkalmazzák hordozható mérőeszközökben is, amelyeket elsősorban az appendikuláris csontváz vizsgálatára használnak; ezeket perifériás DXA-eszközöknek vagy pDXA-eszközöknek hívjuk (Bonnick és Lewis, 2006). A pDXA-módszer előnye hogy viszonylag olcsón gyors és precíz képalkotást tesz lehetővé.

#### 4.4.5.3. A DXA-módszer alkalmazása az állatgyógyászatban

A DXA technikát ma már használják az állatok vizsgálatánál is, főleg kísérleti célból. Ezzel a technikával *in vivo* elvégezhető a kísérleti állatok csontjainak denzitometriás vizsgálata, ami a korábbi módszerekkel nem volt lehetséges. A DXA technika használható a metabolikus csontbetegségek és a gyógyszereknek a csont anyagcseréjére gyakorolt hatásának vizsgálatára is (Grier et al., 1996).

Az abszorpciometria előtti időkben a csont ásványianyag-tartalmának a mérésére a hamu tömege, a szövettani, esetleg a biomechanikai tulajdonságok értékelése szolgált. Ezekhez a módszerekhez a csontminta kémiai vizsgálata szükséges, amihez az állatot előzetesen elaltatták, vagy az állatok eutanáziájára volt szükség (Rozenberg et al., 1995). A nem-invazív mérési technikákat – mint az SPA-t, DPA-t és QCT-t – alkalmazták állatokon is, de ezek megbízhatatlanok voltak és/vagy nem lehetett könnyen alkalmazni őket a kis testtömegű állatokhoz. A DXA nagyszerű tökéletesítésnek bizonyult, bár a viszonylag hosszú szkennelési idő miatt a laborállatokat nyugtatni kellett vagy teljes anesztéziára volt szükség a vizsgálatokhoz (Griffin et al., 1993).

A nyomon követő vizsgálatokhoz kulcsfontosságú a releváns tartományok (ROI) következetesen ugyanazon iránypontokba való elhelyezése. Ennek nehézsége abban rejlik, hogy az állatok csontjainál az anatómiai iránypontok mások, mint az embereknél. Laboratóriumi kisállatok csontjainak méréséhez külön számítógépes programot fejlesztettek ki. A nagyállatok BMD, BMC és testösszetétel-méréséhez sikeresen használható a humán gyógyászatból átvett szoftver (Grier et al., 1996).

A készülék klinikai alkalmazásának területei:

- csonttörések gyógyulásának nyomon követése;
- fizikai igénybevétel hatásának értékelése, monitorizálása (Cornelissen et al., 1999; Firth et al., 1999a; Firth et al., 1999c);
- sebészi beavatkozások, fém implantátumok körüli csonttömeg mérése;
- gyógyszerek és a takarmányozás hatásának ellenőrzése (Graham et al., 1994; Hanson és Markel, 1995);
- a fokozott törési kockázattal járó ortopédiai problémák kórélettani folyamatainak vizsgálata (Carstanjen et al., 2003);
- a subchondralis csont vizsgálata (Lewis et al., 2005; Lo et al., 2006; Norrdin et al., 1999).

## Patkány

A leggyakrabban használt kisállat modell a patkány, mert kisméretű, rövid életű és elegendően nagy mennyiségű információval rendelkezünk a csont metabolizmusáról. Általában az állat combcsontját, az alkarcsontját és az ágyékcsigolyáit vizsgálják. A lágyszövet mennyiségének kiegyenlítésére és az élek meghatározásának tökéletesítésére akril lemezeket használnak, illetve műanyag dobozba helyezik a csontot, majd azt különböző anyagokkal, például rizzsel, etanolgéllel veszik körül, esetleg vízzel teli műanyag zacskóba helyezik vagy elmerítik fiziológias sóoldatban. A mérések során ezek az anyagok egyenértékűek a lágyszövetekkel (Yamuchi et al., 1995). Több, patkányokon végzett tanulmány bizonyítja, hogy a mérés pontos, azonban az állat fekvése, a csont helyzete módosíthatja az eredményeket. Ovariectomia következtében kialakuló csontvesztés kiértékelésére a femorális subrégiónál alkalmazzák. A tibián végzett méréseknél a fibula is hozzájárulhat a precizitás csökkenéséhez (Griffin et al., 1993).

A különböző mértékű reprodukálhatóság egyik oka, hogy a releváns tartományt (region of interest, ROI) nehéz kijelölni. Az ágyéki régió patkányokban jól vizsgálható, mivel patkányokban az intervertebralis discusok jól láthatóak a felvételen. Az egyetlen akadály, hogy az állat gerince könnyen rotálódik. Rágcsálóknál további korlátozó tényező lehet, hogy 50 grammnál kisebb testtömeg esetén a módszer pontossága csökken, mivel a DXA berendezést nagyobb méretű testek vizsgálatára alakították ki. A nagyobb testmérethez idomul az asztal mérete, a szkennelési felület és a teljesítmény is (Griffin et al., 1993).

## Macska

A DXA macskákra való alkalmazásáról kevés beszámoló jelent meg, mert nem szívesen használják kísérleti állatként. Ennek egyik legjelentősebb oka az állat házi kedvencként való széles körű elterjedtsége. Néhány, az öröklött lysosomal mukopoliszacharid tárolási betegségről szóló tanulmányban *in vivo* és *ex vivo* is mérték a macskák ágyékcsigolyáinak BMD és BMC értékeit. A vizsgálatokat vagy teljes anesztéziában végezték, vagy *ex vivo* 10 cm-es víz alá merített kiboncolt csontokon. Ez felveti, hogy a DXA embereknél is használható lehet az öröklött raktározási betegségek gyógykezelésének megfigyelésében (Grier et al., 1996; Turner et al., 1995a).

## Nyúl

A nyulat előszeretettel használják kísérleti állatként a postmenopausalis csonttriturálás vizsgálatában, és ugyancsak népszerű az implantátumok körüli csontfejlődés tanulmányozásában (Newman et al., 1995). Egy tanulmányban az inzulinszerű növekedési faktorok (*insulin like growth factors*) és azok kötőfehérjéinek a nyúl combcsont kortikális régiójában betöltött szerepét vizsgálták, míg egy másik tanulmányban a mérés megvalósíthatóságát és az új csont képződésének mennyiségét vizsgálták DXA-val (Benedict et al., 1994; Grier et al., 1996).

## Kutya

A kutyát elsősorban a törésgyógyulás kutatásában, oszteoszintézisek vizsgálatánál, ízületi pótlások értékelésénél, valamint a testmozgás hatását vizsgáló tanulmányokban alkalmazzák kísérleti állatként (Janes et al., 1993). A DXA-technika itt is elterjedt vizsgálati eszköz a csontvesztés megelőzésére és/vagy az új csont képződésére ható kezelések kiértékelésében. Leggyakrabban az ágyékcsigolyákat és a combcsontot vizsgálják bódított állaton vagy kiboncolt csontokon. Nagytestű kutyák esetében jó eredménnyel használható a standard humán szoftver, 3 mm-es felbontással (Newman et al., 1995). Előszeretettel használnak kutyákat a takarmányozástani kísérletekben, az elhízás tanulmányozására, a gerontológiában és a gyógyszerkísérletekben is (Grier et al., 1996).

Mivel a kutya endokrin profilja jelentősen különbözik az emberétől, ezért kérdés az osteoporosis tanulmányozásában a kutya alkalmazhatósága (Newman et al., 1995). 2004-ben a DXA és a QCT módszerének összehasonlítása céljából végeztek BMD-méréseket kutyákban (Schneider et al., 2004).

## Sertés

Sertések közül a törpemalacokat alkalmazzák gyakran, mert csontanyagcseréjük, ezen belül elsősorban a csont újraképződési mechanizmusa az emberéhez hasonló. Élő állaton végzett mérésekkel megállapították, hogy 30-108 kilogrammos sertésekben a lábak csontjaiban gyorsabban rakódnak le az ásványi anyagok. A csontok egyenlő növekedési gradiense mellett azt találták, hogy a hátulsó lábakban nagyobb mértékű az ásványianyag-beépülés, mint az elülsőkben (Mitchell et al., 2001).



## Juh

A juhokat kísérleti állatokként viszonylag rövid ideje alkalmazzák a postmenopausalis osteoporosis tanulmányozásában. Előnyük a könnyű kezelhetőség, a hozzáférhetőség és az emberéhez hasonló hormonprofil (Newman et al., 1995). Összevetették az *in vivo* és *ex vivo* denzitometriás vizsgálatok eredményeit is, valamint elvégezték az ösztadiol-implantátumok dózis-hatás vizsgálatát ivartalanított nőivarú juhokon (Turner et al., 1995b; Turner et al., 1995c). Kutyákhoz hasonlóan a juhokban is megfigyelhető, hogyan alakul a csont sűrűsége a fém protézisek körül, illetve hogy hogyan gyógyulnak a különböző törések (Grier et al., 1996).

## Ló

Lovon az első DXA mérést Lawrence és Ott végezték 1985-ben. Hanson és Markel (1995) egészséges felnőtt lovak egyes csontjainak (humerus, radius, McIII, femur, tibia, MtIII) csontsűrűségét vizsgálták két beállításból. Az átlagos BMD a mediolateralis (ML) beállításban nagyobb volt, mint a craniocaudalis/dorsopalmaris-plantaris beállításban. Az összes vizsgált csont ML beállításai esetében a kisebb disztálisan helyeződő csontok BMD-értékei nagyobbak voltak, mint a proximális nagyobb csontoké az elülső és hátulsó végtagon egyaránt. A craniocaudalis/dorsopalmaris-plantaris beállítással mért BMD-értékek a hátulsó végtagok csontjain nagyobbak voltak (Hanson és Markel, 1995).

Firth és munkatársai (1999b, 1999c) a futópados (treadmill) munka hatásait vizsgálták angol telivéreken. Vizsgálataikból kiderül, hogy a hármás carpalis csont (C3) dorzális felszínének, a radius dorsodistalis részének, az McIII dorzális felének és az os carpi radiale dorzális részének BMD-értéke szignifikánsan nagyobb volt a trenírozott állatokban (Firth et al. 1999b). Ezen adatok jelentőségét a jövőben tudományos alapokra helyezett tréningprotokollok kialakításában látják (Firth et al. 1999c).

McClure és munkatársai (2001) a DXA-mérések pontosságát és precizitását vizsgálták *in situ* lovon. Méréseiket a lágyszövetekkel együtt fiziológiás sóoldattal átitatott törölközőbe csavarva -20 °C-on lefagyasztott végtagokon végezték. Következtetésük szerint a DXA-módszer alkalmas a ló metacarpalis csontjainak csontsűrűség-mérésére, így a későbbiekben felhasználható lehet *in vivo* vizsgálatokra is (gyógyszerek és takarmányozási tényezők hatása a csontminőségre, törési kockázat becslése például 2-3 éves angol telivér versenylovaknál).

Van Harrevelde és munkatársai (2002) az immobilizáció hatásait vizsgálták a csüdizületet (McIII, P1) alkotó csontokon. Összehasonlító vizsgálataikat microradiográfia, DXA és hisztomorfometria segítségével végezték. Az immobilizált végtagokon a gipszelés ideje alatt

(7 hét) a csont ásványianyag-tartalmának fogyása, a 8 hetes munka alatt pedig a subchondralis és trabekuláris csontállomány aktív átépülése volt megfigyelhető.

Carstanjen és munkatársai (2003) a DXA és a QUS (kvantitatív ultrahang) mérési eredményeit hasonlították össze 11 ló mindkét metacarpusán *ex vivo*. A két módszer egymást jól kiegészíti.

Lewis és munkatársai (2005) vizsgálatának célja az volt, hogy leírják egészséges lovak térd- és csüdizületében a subchondralis csont BMD értékeit. Walker és munkatársai szintén a térd- és csüdizület subchondralis csonttrétegét vizsgálták, összefüggéseket keresve az osteoarthritis és a BMD-értékek változása között (2004).

Az eddig egyetlen *in vivo* DXA vizsgálatról megjelent tudományos közlemény Donabedian és munkatársai (2005) tanulmánya. Két álló helyzetben lévő ló metacarpusán végeztek méréseket. A mérés pontos, megbízható és reprodukálható volt.

A 2010-ben született munkánk eredményei alapján a 20mm vastag plexilap is megfelel a lágyszövetek hiányának kiküszöbölésére a lovak csontjainak *ex vivo* vizsgálatakor (**2. ábra**). Egyszeri, egy irányból végzett mérés elegendő a lovak metacarpalis és csüdcsontjai BMD- és BMC-értékének pontos és megbízható meghatározásához (Tóth et al., 2010).



**2. ábra** – Ex vivo denzitometriás mérés Norland XR-26 készülékkel ló metacarpuson és csüdcsonton. A csontok alá helyezett 20mm vastag plexilap a hiányzó lágyszöveteket helyettesíti (Norland XR-26, Norland Corporation, Fort Atkinson, WI, USA)

## *Egyéb állatok*

Az egyéb főemlősök (makákók, rhesus majmok) csont-metabolizmusa és reprodukciós szervrendszere sokkal jobban hasonlít az emberéhez, mint bármely más állatfajé, mégis kevesebb vizsgálatban alkalmazzák ezen fajokat. Ennek oka, hogy ritkább és drágább fajok, valamint az altatásuk is kockázatosabb (Grier et al., 1996).

### **4.4.6. Kvantitatív ultrahang (QUS)**

Az ultrahangot a klinikai orvoslásban eddig főként szekcionális képalkotásra (vagy ultraszonográfiára), valamint – a Doppler-vizsgálat esetében – a véráramlás sebességének meghatározására használták. Csak az utóbbi néhány évtizedben kezdték kutatni az ultrahang csontsűrűségmérésben való alkalmazásait, így ez a módszer még csak most kezd teret nyerni a humán gyógyításban. A kvantitatív ultrahangon (QUS) alapuló csontsűrűségmérés esetében nem maga a kép az elsődleges, hanem a sűrűség számszerűsítése (Bonnick és Lewis, 2006).

A csonton áthaladó ultrahanghullámok gyengüléséből lehet következtetni nemcsak annak sűrűségére, hanem minőségére is, ami szintén befolyásolja a csont törésellenállását. Az ultrahangot sokféleképpen lehet hasznosítani a csontsűrűségmérésben: például az ultrahang-transzmissziós sebességmérésben, melynek során egy ultrahangnyalábot bocsátanak a csontba két átalakítón keresztül, majd megméri a nyaláb sebességét; továbbá az ultrahang-pulzusvisszhang sebességmérésben, melynek során a csont belső és külső kortikális felszínéről visszaverődő ultrahangjelek közt eltelt időt mérik. Az ultrahang vizsgálatot foton-abszorpciometriával is lehet ötvözni: ilyenkor a csont ásványianyag-sűrűségét az abszorpciometriás ásványianyag-tartalom mérés eredménye, valamint a kortikális keresztmetszeti terület ultrahang vizsgálattal számított nagysága alapján állapítják meg (Jeffcott et al., 1988).

### **4.4.7. Kvantitatív computer-tomográfia (QCT)**

A kvantitatív computer-tomográfia (QCT) annyiban hasonlít az SPA-hoz, DPA-hoz, SXA-hoz és DXA-hoz, hogy foton-abszorpciometriás technológián alapszik. Segítségével azonban háromdimenziós képet lehet alkotni a csontsűrűségről, illetve a kortikális és a trabekuláris csontot helyileg el lehet határolni mind a végtag- és kapcsolóöveinek csontvázrendszerében, mind pedig az axiális csontvázban, amellett, hogy megállapítható a csontsűrűség számszerűsített értéke is. A QCT tehát rendkívül hasznos non-invazív technológia, amelyet

sok esetben jobbnak tartanak, mint más abszorpciometriás technikákat, jóllehet lovak esetében használata meglehetősen korlátozott. A DXA-mérőeszközökhöz hasonlóan a computer-tomográfias eszközök között is van olyan, amelyet kifejezetten appendikuláris használatra fejlesztettek ki: ezek a perifériás QCT-eszközök (pQCT-eszközök).

#### **4.4.8. Egyéb módszerek**

A fent említett módszerek a csontsűrűségmérés leggyakrabban használatos technikái. A csontsűrűség mérésének módszerei közé tartozik még többek közt a koherens és Compton-szóródást mérő vizsgálat, melynek során a csontot valamilyen radioaktív energiaforrással besugározzák, és a koherens és Compton-szórt fotonok arányából következtetnek a csontsűrűségre. Ide tartozik még a mágneses rezonancias vizsgálat (MRI), melynek során a szövetelváltozásokat térképezik fel azáltal, hogy a szövetet több ponton intenzív mágneses mezőbe helyezik és megméri a nukleáris rezgését. A nukleáris orvostudományban a csont átépülését vizsgálják fiziológiás nyomkövető elemek vagy radiológyszerek segítségével. A neutronaktivációs analízis során a csontmátrixot egy neutronforrás segítségével radioaktivizálják és az általa kibocsátott sugárzás nagysága alapján mérik a csont kalciumtartalmát. Plazma- és vizeletminták tesztelése esetén pedig biokémiai módszereket használnak a csontsűrűség meghatározásához (Jeffcott et al., 1988).

#### **4.4.9. Az összehasonlítás kritériumai**

A csont ásványianyag-sűrűségének mérése kvantitatív folyamat, a különböző módszerek által nyert adatok összehasonlításában két legfontosabb kritérium a precizitás (precision) és a pontosság (accuracy).

##### *4.4.9.1. Precizitás (Precision)*

A precizitás a kvantitatív mérési technikák, többek közt a csont-denzitometria azon ismérése utal, hogy mennyire lehet reprodukálni ugyanazt a számszerűsített eredményt valódi biológiai eltérés nélküli környezetben újabb, azonos módon elvégzett vizsgálatokkal (Bonnick és Lewis, 2006). A precizitás meghatározható mind rövid távú, mind pedig hosszú távú ismételt vizsgálatok tekintetében.

A csont-denzitometriás eredmények precizitását a mérőeszközhöz, a mérésben használt szoftverhez, valamint az eszközt működtető személyhez kapcsolódó tényezők határozzák meg. A DXA és a QCT módszereit alapvetően precíznek ítéli meg a szakma, míg az

egyszerű röntgenfelvétel a csontsűrűség megállapításának legkevésbé pontos eszköze (Bonnick és Lewis, 2006).

#### *4.4.9.2. Pontosság (Accuracy)*

A pontosság voltaképpen a mérés eredményeként kapott érték és a valódi érték közötti eltérésben határozható meg. Gyakran a mért (becsült) érték százalékában kifejezett standard hibával számszerűsíthető. Vagyis a csont-denzitometriában a pontosság nem más, mint az a mérték, amennyivel a mérési eredmény eltér a csont valóságos sűrűségétől. A BMD-mérések eredményeinek pontosságát rendszerint úgy állapítják meg, hogy az eredményeket összevetik egy másik, független módszer – például csonthamu-mérés – eredményeivel. További összevetési módszer például a denzitometriás eredmények összehasonlítása zsírtalanított, vízbe mártott csontmetszetek szkenneléséből származó eredményekkel, illetve az eredmények összevetése egy újabb, már korábban hitelesített mérőeszközzel történő mérés eredményeivel (Grier et al., 1996).

Annak érdekében, hogy a méréssorozatok mindegyikénél klinikai pontosságot érjünk el, a vizsgálatokat ugyanazzal az eszközzel kell végezni. A különböző gyártók által készített eszközökön vagy akár az ugyanattól a gyártótól származó, de nem azonos eszközökön végzett mérések eredményeinél nagy a hibahatár, így azok nem tekinthetők klinikailag pontosnak (Grier et al., 1996).

Az előző részekben ismertetett denzitometriás módszerek közül az újabb fejlesztésűeket, azaz a QCT-t és a DXA-t tartjuk a legpontosabbnak (Bonnick és Lewis, 2006).

#### *4.4.9.3. Egyéb kritériumok*

A precizitáson és pontosságon kívül számos egyéb tényezőt kell figyelembe venni a mérési módszer kiválasztásánál. E tényezők többek közt a költség, a sugárzási dózis nagysága, a biztonság, a mérési eszköz használhatósága, illetve igen gyakran az eszköz rendelkezésre állása.

## 5. Anyag és módszer

### 5.1. A ló hármás metacarpalis és csüdcsontjainak denzitometriás vizsgálata, a módszer kidolgozása és tesztelése, egyéb összefüggések

Tanulmányunk első részében kilenc egészséges ló tizenegy elülső végtagjának csontjait vizsgáltuk. Méréseinket négy irányból ismételve végeztük a BMD- és BMC-értékek, valamint a különböző irányok esetleges összefüggéseinek megállapításához. Második lépésben tizenhét 6 hónapos és 19 éves kor közötti, egészséges ló harmincnégy elülső végtagját vizsgáltuk. A lovak átlagos életkora ( $\pm$ SD)  $7,5\pm 5$  év volt. Az összes állatot a Szent István Egyetem Állatorvos-tudományi Karának üllői Nagyállatklinikáján altattuk el, nem mozgászervi problémák miatt. A hármás metacarpalis- és csüdcsontokat az őket fedő lágy szövetek eltávolítása után 70%-os alkoholban tároltuk Beaupied és munkatársai (2006) ajánlásának megfelelően. Minden csont esetében feljegyeztük az állat korát, ivarát, fajtáját és használati módját, illetve hogy az adott csont mely oldali végtagból származik.

A csontokat *post mortem* denzitometriás vizsgálat alá vetettük a budapesti Semmelweis Orvostudományi Egyetem I. sz. Belgyógyászati Klinika ODM Laboratóriumának Norland XR-26 típusú denzitométere segítségével (Norland XR-26, gyártó: Norland Corporation, Fort Atkinson, WI, USA). Első lépésben a kilenc ló tizenegy hármás metacarpalis csontját dorsopalmaris (DP), palmarodorsalis (PD), lateromedialis (LM) és mediolateralis (ML) irányból vizsgáltuk, a „spine” üzemmódot alkalmazva. A csontokat a vizsgálat során egy 20mm vastagságú plexilapra helyeztük (**3. ábra**).



**3. ábra** – Norland XR-26 denzitométer működés közben. A vizsgált csontot 20mm-es plexilapra helyeztük, hogy helyettesítsük a lágyszövet sűrűségét (Norland XR-26, Norland Corporation, Fort Atkinson, WI, USA)

A mérések releváns tartományaként (ROI, *region of interest*) az egész csontot jelöltük ki, illetve mind a BMD, mind pedig a BMC értékét mértük, hasonlóan egy korábbi, más állatfajokon végzett vizsgálathoz (Karahan et al., 2002). Célunk az volt, hogy kimutassuk, van-e összefüggés a csontok BMD- és BMC-értékei, valamint a mérési irányok között. Ismételt vizsgálatok során átlagos és szórásértékeket számoltunk, majd páros *t*-próbával összevetettük a különböző irányokból végzett mérésekből kapott értékeket. Az adateloszlást Shapiro-Wilk teszttel vizsgáltuk, *P* minden esetben 0,05 feletti értéket vett fel, azaz az adataink nem tértek el szignifikánsan a normális eloszlástól.

A munka második részében 17 ló (**3. táblázat**) 34 darab hármás metacarpalis csontját és csüdcsontját vizsgáltuk háromszor ismételt méréssel dorsopalmaris (DP) irányból.

**3. táblázat – A tizenhét vizsgált ló adatai***(a minták sorszáma, kódja, a lovak fajtája, ivara, életkora, használati módja és elhullásának oka)*

Sorszám	Kód	Fajta	Ivar	Életkor	Használati mód	Elhullás oka
1	lip1	lipicai	kanca	8 év	fogatló	kólika
2	lip2	lipicai	kanca	4 év	extenzív tartás	kólika
3	lip3	lipicai	mén	6 év	fogatló	ismeretlen
4	lip4	lipicai	kanca	4 év	extenzív tartás	ismeretlen
5	lip5	lipicai	kanca	2 év	extenzív tartás	ismeretlen
6	mfv1	magyar félvér	herélt	4 év	extenzív tartás	kólika
7	mfv2	magyar félvér	kanca	9 év	hobbi	kólika
8	mfv3	magyar félvér	herélt	17 év	hobbi	ismeretlen
9	mfv4	magyar félvér	herélt	12 év	díjlovaglás	kólika
10	mfv5	magyar félvér	kanca	3 év	fogatló	kólika
11	ms1	magyar sportló	kanca	6 év	hobbi	kólika
12	holst1	holsteini	herélt	14 év	hobbi	kólika
13	holst2	holsteini	mén	19 év	fedezómén	peniscarcinoma (eutanázia)
14	arab1	arab	kanca	7 év	hobbi	ismeretlen
15	shagya1	shagya-arab	mén	2,5 év	ismeretlen	kólika
16	atv1	angol telivér	kanca	9 év	hobbi	kólika
17	csfríz1	fríz	mén	0,5 év	csikó	kólika

A csontok dorsopalmaris irányból történő mérését egyszerű kivitelezni, valamint a módszer hasonlít a hordozható denzitométerrel végzett *in vivo* mérésekhez (Jeffcott et al., 1986; Donabedian et al., 2005). A mérések célja az volt, hogy meg tudjuk állapítani a saját méréseink megbízhatóságát a vizsgált metacarpalis- és csüdcsontok eredményei közötti variációs koefficiens kiszámításával, mivel meg akartunk bizonyosodni arról, hogy a csontok BMD- és BMC-értékeit precízen meg tudjuk határozni ismételt vizsgálatok nélkül is. A BMD- és BMC-adatokat kiértékeltek, továbbá összefüggéseket kerestünk az oldaliság, a lovak életkora, ivara és fajtája szerint is. Kiszámoltuk a variációs koefficienseket (CV%), majd a páros *t*-próba alkalmazásával elvégeztük a metacarpalis (McIII) és csüdcsontok (P1)



csontsűrűség-értékeinek statisztikai összehasonlítását. Az adateloszlást Shapiro-Wilk teszttel vizsgáltuk, P minden esetben 0,05 feletti értéket vett fel, azaz az adataink nem tértek el szignifikánsan a normális eloszlástól. A BMD- és BMC-értékek, valamint a csonttípus (McIII vagy P1), az életkor, az ivar és a fajta összefüggéseinek vizsgálatához általános lineáris modellt és Tukey-tesztet alkalmaztunk. Az általános lineáris modell kevésbé érzékeny a kis mintaelemszámhoz az ANOVA-hoz képest. A statisztikai adatok elemzését az R 2.6.0 programmal (gyártó: R Development Core Team 2007) végeztük.

## 5.2. A ló hármás metacarpalis csontjainak összehasonlító denzitometriás, CT és törésvizsgálata

### *Mintavétel*

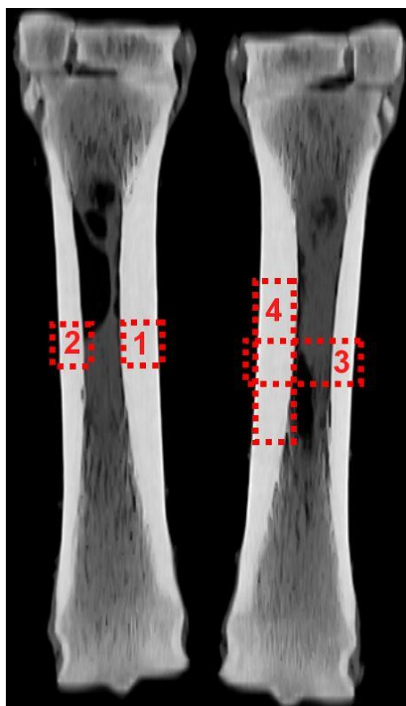
A jelen tanulmányban használt csontmintákat a Szent István Egyetem Állatorvos-tudományi Karának üllői Nagyállatklinikáján nem mozgás szervrendszeri eredetű okok miatt elaltatott lovakból vettük. A vizsgált csontmintákat 13 ló 26 elülső végtagjából vettük (átlagos életkor  $\pm$ SD=7,8 $\pm$ 5,8 év). A vizsgálatba bevont lovak sorszámai a következők: 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 11, 12, 13, 16, 17. (Isd. **3. táblázat**). A lovak fajta szerinti megoszlása: lipicai (n=5, 38%), magyar félvér (n=2, 15%), holsteini (n=2, 15%), angol telivér (n=1, 8%), magyar sportló (n=1, 8%), fríz (n=1, 8%) és shagya-arab (n=1, 8%). A lovak ivar szerinti megoszlása: hét kanca (7/13, 54%), négy mén (4/13, 31%) és két herélt (2/13, 15%).

### *A csontok kiboncolása és preparációja*

A csontokról a kiboncolást követően manuálisan eltávolítottuk a lágy szöveteket, majd 70%-os etilalkoholba helyeztük és így tároltuk azokat a mérések elvégzéséig, Beaupied és munkatársai (2006) ajánlásának megfelelően.

### *A csontok ásványianyag-sűrűségének mérése*

A *post mortem* vizsgálatokat egy, a Norland Corporation (Fort Atkinson, WI, USA) által gyártott Norland XR-26 típusú denzitométerrel végeztük a budapesti Semmelweis Orvostudományi Egyetem I. sz. Belgyógyászati Klinikájának ODM Laboratóriumában. A mérések közben a csontokat 20mm-es plexiüveg lapra helyeztük a lágy szövet sűrűségének helyettesítése céljából, mint azt korábban már ismertettük (Tóth et al., 2010). A csontokat három alkalommal mértük dorsopalmaris (DP) irányból, majd az eredményeket átlagoltuk. A vizsgálat releváns tartományaiként (ROI) az egész csontot, a mediális kortex régióját (1), a laterális kortextet (2), a hosszirányú középpont keresztirányú felszínét (3), valamint a függőleges mediális kortextet (4) jelöltük meg, amint az a **4. ábrán** is látható. A releváns tartományokat a vizsgált csontok megterhelt területein jelöltük ki, mivel tanulmányunk a BMD és a meghibásodási erő közötti korreláció meghatározását célozta.



**4. ábra** – A vizsgált csontok (CT-felvétel) denzitometriájához kijelölt releváns tartományok (ROI-k): 1) mediális cortex ROI; 2) laterális cortex ROI; 3) keresztirányú ROI; 4) hosszirányú mediális ROI

#### *CT-vizsgálat*

A csontokat egy Siemens Somatom Emotion 6 Multislice CT (130 kV, 20 mAs, 2 mm-es szeletvastagság, gyártó: Siemens AG, Erlangen, Németország) berendezéssel szkenneltük a Kaposvári Egyetem Onkoradiológiai Központjában. A kortikális vastagságokat háromszor ismételve mértük le, minden releváns tartománynál átlagot számoltunk, majd a Siemens SIENET szoftver (gyártó: Siemens AG, Erlangen, Németország) segítségével kiszámoltuk a csontok keresztmetszetének területét is.

#### *Terheléses vizsgálat*

A csontok törésvizsgálatát egy INSTRON 8872 típusú szervohidraulikus univerzális tesztberendezés (UTM; gyártó: Instron, Norwood, MA, USA) segítségével hajtottuk végre a Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem Biomechanikai Kutatólaboratóriumában. A mintákat a hárompontos hajlítás során proximális és disztális irányból támasztottuk ki egy-egy fémrúddal, melyek közt 180mm távolságot hagytunk. A harmadik, géposzlophoz rögzített rúdon keresztül fejtettük ki a terhelést a palmáris közép-

diafizialis cortexre, 90mm távolságra a proximális és disztális rudaktól palmarodorsalis irányban, 25 mm/mp-es sebességgel, amíg a törés be nem következett.

### *Statisztikai adatelemzés*

A vizsgálatokból származó adatok statisztikai elemzését a kereskedelmi forgalomban kapható Minitab 16 (gyártó: Minitab Inc., PA, USA) programmal végeztük. Leíró statisztikai analízist végeztünk minden egyes változó középértékének, szórásának, mediánjának és terjedelmének megállapításához. Az adateloszlást Shapiro-Wilk teszttel vizsgáltuk, P minden esetben 0,05 feletti értéket vett fel, azaz az adataink nem tértek el szignifikánsan a normális eloszlástól. Pearson-féle lineáris regresszióanalízis segítségével vizsgáltuk a csonthossz, a megjelölt releváns tartományok BMD-értékei, valamint a csontok mechanikai paraméterei (töréserő, rugalmassági modulusok és törésszilárdság) közötti korrelációkat. Pearson-féle lineáris regresszióanalízist alkalmaztunk a CT-vizsgálatokkal nyert morfometriás paraméterek (laterális, mediális, dorzális és palmáris szélesség és területnagyság) és a fenti mechanikai paraméterek közötti összefüggések feltárásához is. A korrelációk megállapításához a statisztikai szignifikanciát mindegyik esetben a  $P < 0,05$  értékben határoztuk meg, illetve egy adott modell két változója között lineáris összefüggést feltételeztünk, ha a korrelációs koefficiensük ( $r$ ) nagyobb volt, mint 0,6.

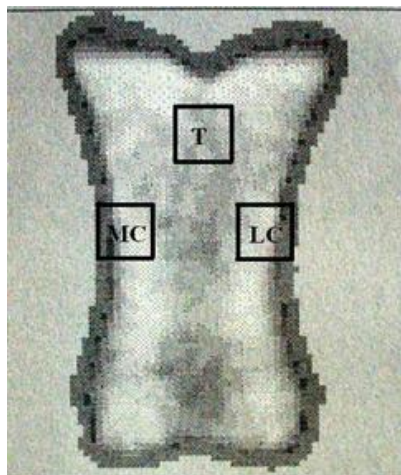
### **5.3. A ló csüdcsontjainak összehasonlító denzitometriás, CT és törésvizsgálata**

#### *Mintavétel*

A tanulmány ezen részében hét ló elülső végtagjainak csüdcsontjait vizsgáltuk. A lovakat a Szent István Egyetem Állatorvos-tudományi Karának üllői Nagyállat Klinikáján nem csontizomrendszeri eredetű okok miatt altatták el. A csontokat a kiboncolást és a lágyszövetek manuális eltávolítását követően etilalkoholba helyeztük és szobahőmérsékleten tároltuk a mérések elvégzéséig, a korábbi ajánlásoknak megfelelően (Beaupied et al., 2006). A vizsgálatba bevont lovak sorszámai a következők: 1, 2, 3, 4, 8, 11, 14. (Isd. **3. táblázat**). A lovak átlagéletkora  $5 \pm 3$  év volt (középérték  $\pm$ SD; medián: 5,29 év). A vizsgált lovak fajta szerinti megoszlása: 4 lipicai, 1 magyar félvér, 1 magyar sportló és 1 arab telivér. Ivar szerinti megoszlásuk: 5 kanca, 1 mén és 1 herélt. A lovakat vagy hobbicélra (3/7, 42%), vagy fogathajtásra (2/7, 29%), vagy pedig tenyésztés céljából (2/7, 29%) tartották.

### *A csontok ásványianyag-sűrűségének (BMD) mérése*

A *post mortem* vizsgálatokat egy Norland XR-26 típusú denzitométerrel végeztük a budapesti Semmelweis Orvostudományi Egyetem I. sz. Belgyógyászati Klinikájának ODM laboratóriumában. A BMD-mérésekhez használt szoftver algoritmusához szükség volt a csontokat körülvevő lágyszövet helyettesítésére, ezért egy 20mm-es plexiüveg lapot alkalmaztunk, amint azt egy korábbi tanulmányban már részletesen ismertettük (Tóth et al., 2010). A csontokat egy alkalommal mértük dorsopalmáris (DP) irányból (Tóth et al. 2010). Első lépésben az egész csont, majd három 1x1 cm-es releváns tartomány (ROI) BMD-értékét mértük. Releváns tartományként jelöltük meg a mediális kortextet (CM) és a laterális kortextet (CL) a csontok középső harmadában húzható horizontális tengely vonalában; valamint a proximális harmad sagittális síkjának trabekuláris régióját, 3 mm-re disztálisan a metacarpophalangeális ízület felszínének legmélyebb pontja alatt (T), amint az az **5. ábrán** is látható.

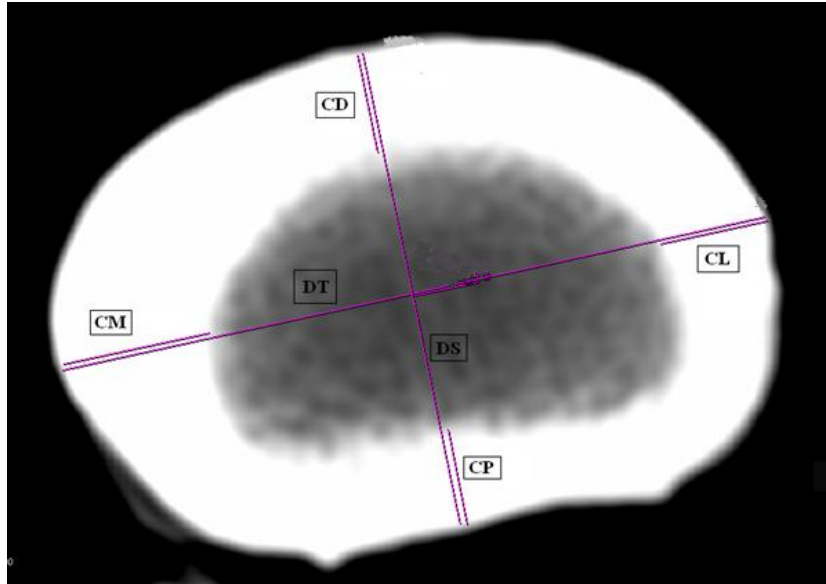


**5. ábra** – A csüdcsont dorso-palmáris irányú DXA-felvétele. A csüdcsont releváns tartományai: T: trabekuláris vagy szivacsos csont; MC: mediális kortex; LC: laterális kortex

### *Computer-tomográfias (CT) mérések*

A csontokat egy, a kereskedelmi forgalomban is kapható Siemens Somaton Emotion 6 Multislice CT-berendezéssel szkenneltük a Kaposvári Egyetem Onkoradiológiai Központjában, 130 kV-os, 20 mAs-os és 2 mm-es szeletvastagságú beállításokat alkalmazva. A csüdcsontok morfometriás paramétereit közép-diafizialis síkban mértük a Siemens SIENET programjával. A kortex vastagságát dorzális, laterális, mediális és palmáris

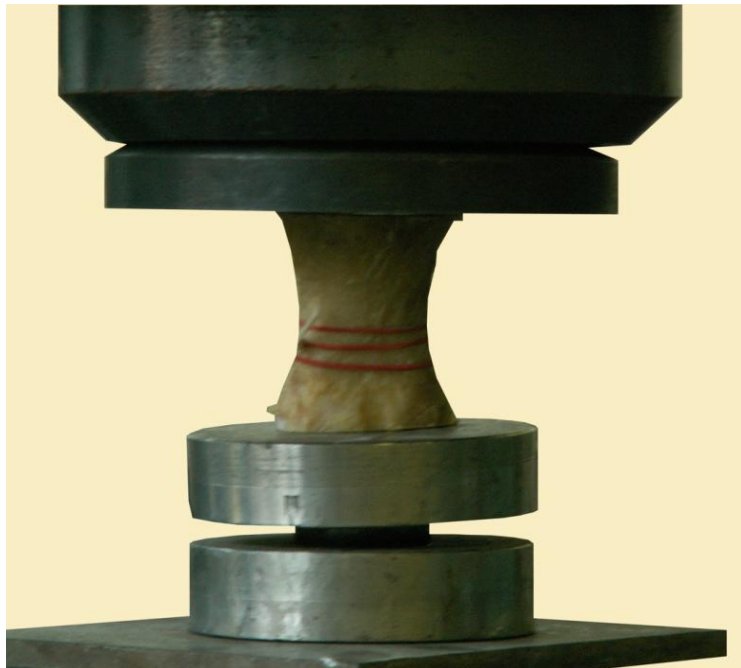
oldalról mértük, majd megállapítottuk a csont teljes vastagságát mind dorsopalmaris, mind pedig lateromedialis irányból (**6. ábra**). A kortikális területet a kapott adatokból számítottuk ki a Sherman és munkatársai (1995) által leírt egyenlet segítségével. A CT-felvételeket a terheléses teszt után megismételtük a törési helyek feltérképezése céljából.



**6. ábra** – Csüdcsonk közép-diafiziális síkjának keresztirányú CT-felvétele. DT: keresztirányú átmérő; DS: sagittális átmérő; CP: palmáris cortex; CL: laterális cortex; CD: dorzális cortex; CM: mediális cortex

### *Terheléses vizsgálat*

A csüdcsonatok biomechanikai tulajdonságait a Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem Biomechanikai Kutatólaboratóriumában vizsgáltuk. A terheléses vizsgálathoz egy univerzális csonttörő készüléket (ZD-20 univerzális tesztberendezést) használtunk. Mivel a csüdcsonk törésszilárdságáról korábbi *ex vivo* vizsgálatok adatai nem álltak rendelkezésre, a tesztnél a humán lumbális csigolyára vonatkozó előzetes beállításokat adtuk meg, tekintve, hogy annak kuboid alakja hasonló a csüdcsontéhoz. Annak érdekében, hogy a csontokat a törőgépben megfelelően tudjuk elhelyezni, szalagfűrészsel eltávolítottuk azok proximális és disztális ízületi peremét a csüdízületi (proximális) és pártaizületi (disztális) felszín legmélyebb pontjának síkjában (**7. ábra**). A csontokat a lateromedialis sík konkáv alakja miatt proximodistalis irányból vetettük alá terhelésnek, máskülönben a konkáv alak megakadályozta volna a pontos (egyenletes) nyomásterhelést, másrészt ez az irány az *in vivo* erőhatásokhoz is közelebb áll. A törésszilárdságot a nyomóerő értéke alapján számítottuk ki.



**7. ábra** – ZD-20 univerzális tesztberendezés. A csontokat proximodistalis irányból terheltük. A csüdcsontok proximális és disztális ízületi peremeit a csüdízületi és pártaizületi felszín legmélyebb pontjának síkjában szalagfűrészsel eltávolítottuk.

### *Statisztikai elemzés*

A vizsgálatokból származó adatok statisztikai elemzését a kereskedelmi forgalomban is kapható Minitab 16 programmal végeztük. A csontásványianyag-sűrűség, kortikális terület, cortexvastagság, csontvastagság, töréserő és törésszilárdság megállapításához középértéket, szórást, mediánt és terjedelmet számítottunk. Az adateloszlást Shapiro-Wilk teszttel állapítottuk meg,  $P$  minden esetben 0,05 feletti értéket vett fel, azaz az adataink nem tértek el szignifikánsan a normális eloszlástól. Pearson-féle lineáris regresszióanalízis segítségével vizsgáltuk a BMD-értékek (teljes csont BMD, trabekuláris BMD, laterális cortex BMD, mediális cortex BMD), a kortikális terület, a laterális, mediális, dorzális és palmáris régiók kortikális vastagsága, a sagittális és keresztirányú csontvastagság, valamint a törésszilárdság és a nyomási terhelés közötti összefüggéseket. A korrelációk megállapításához a  $P < 0,05$  értéket határoztuk meg a statisztikai szignifikancia értékeként, illetve lineáris összefüggést tételeztünk abban az esetben, ha a regressziós koefficiens ( $r$ ) nagyobb volt, mint 0,6 ( $r > 0,6$ ).

## 6. Eredmények

### 6.1. A ló hármás metacarpalis és csüdcsontjainak denzitometriás vizsgálata, a módszer kidolgozása és tesztelése, egyéb összefüggések

#### 6.1.1. A csont ásványianyag-tartalmának (BMC) és ásványianyag-sűrűségének (BMD) kiértékelése a különböző mérési irányok használatával

A **4. és 5. táblázatban** a csontok ásványianyag-sűrűségére (BMD) és ásványianyag-tartalmára (BMC) vonatkozó átlagos értékek láthatók. Az ellenoldali (DP-PD, illetve LM-ML) irányokból mért BMD- és BMC-értékek közötti különbségeket statisztikailag nem találtuk szignifikánsnak (vagyis a **4. és 5. táblázat** minden sorában a  $P > 0,05$ ).

**4. táblázat** – Ló metacarpalis csontok különböző (dorsopalmaris: DP, palmarodorsalis: PD, lateromedialis: LM, mediolateralis: ML) irányból mért átlagos ásványianyag-sűrűsége (g/cm<sup>2</sup>)

McIII	Mérési irány (középérték±SD)				P- értékek (DP vs. PD, páros t- teszt alapján)	P- értékek (LM vs. ML, páros t- teszt alapján)
	DP	PD	LM	ML		
1	1,982±0,006	<b>1,977±0,012</b>	2,783±0,014	2,816±0,007	0,558	0,740
2	2,246±0,008	2,246±0,003	2,986±0,015	3,023±0,020	0,905	0,062
3	2,030±0,004	2,024±0,001	2,771±0,010	2,752±0,015	0,091	0,163
4	2,036±0,001	2,027±0,009	2,782±0,001	2,736±0,004	0,179	0,171
5	1,989±0,009	1,979±0,008	<b>2,683±0,001</b>	2,722±0,026	0,489	0,065
6	2,248±0,102	2,266±0,006	<b>3,100±0,015</b>	<b>3,095±0,008</b>	0,773	0,646
7	2,239±0,013	2,252±0,005	3,057±0,012	3,057±0,015	0,179	0,978
8	2,085±0,005	2,082±0,003	2,756±0,013	2,758±0,046	0,388	0,938
9	<b>1,973±0,005</b>	1,980±0,006	2,693±0,007	<b>2,705±0,022</b>	0,238	0,419
10	2,222±0,003	2,227±0,003	3,066±0,021	3,054±0,030	0,158	0,602
11	<b>2,266±0,001</b>	<b>2,268±0,005</b>	3,062±0,048	3,003±0,007	0,567	0,104



**5. táblázat** – Ló metacarpalis csontok különböző (dorsopalmaris: DP, palmarodorsalis: PD, lateromedialis: LM, mediolateralis: ML) irányból mért átlagos ásványianyag-tartalma (g)

McIII	Mérési irány (közéérték±SD)				P-értékek (DP vs. PD, páros t-teszt alapján)	P-értékek (LM vs. ML, páros t-teszt alapján)
	DP	PD	LM	ML		
1	270,267 ±0,416	269,767±1,069	262,033±0,513	262,100±0,153	0,492	0,078
2	302,000 ±1,014	301,833±0,288	282,066±0,152	281,433±0,450	0,797	0,082
3	252,933 ±1,011	251,633±0,057	239,833±0,461	238,033±1,137	0,090	0,064
4	238,600±14,007	250,133±0,923	232,533±0,251	233,100±0,458	0,227	0,133
5	244,300 ±1,249	242,567±0,650	228,800±0,360	228,167±0,677	0,100	0,557
6	<b>344,266 ±1,582</b>	<b>340,200±2,206</b>	<b>322,267±0,795</b>	<b>319,333±0,357</b>	0,060	0,086
7	336,900 ±1,907	339,733±0,503	320,267±1,331	323,533±1,950	0,067	0,074
8	<b>231,566±0,763</b>	<b>229,566±1,301</b>	<b>225,506±1,015</b>	<b>225,102±1,011</b>	0,083	0,088
9	246,500±0,888	246,300±0,800	233,666±1,069	234,466±1,010	0,786	0,417
10	302,466±1,700	302,700±2,286	279,133±1,137	282,600±2,211	0,894	0,073
11	288,100±1,153	285,600±2,095	277,633±1,401	277,966±0,208	0,144	0,704

### 6.1.2. Tizenhét ló 34 darab hármás metacarpalis és 34 darab csüdcsontjára vonatkozó denzitometriás eredmények részletes kiértékelése

Tizenhét ló 34 db hármás metacarpalis csontját és 34 db csüdcsontját mértük háromszor ismételt méréssel dorsopalmaris (DP) irányból (6. és 7. táblázat). A metacarpalis csont dorsopalmaris ásványianyag-sűrűségi értékeihez ( $\text{g}/\text{cm}^2$ ) tartozó variációs koefficiensek (CV%) 0,09 és 0,55 között, míg az ásványianyag-tartalom értékeihez (g) tartozók 0,05 és 0,89 között mozognak. A csüdcsont dorsopalmaris ásványianyag-sűrűségi értékeihez ( $\text{g}/\text{cm}^2$ ) tartozó variációs koefficiensek (CV%) 0,10 és 0,76 között, míg az ásványianyag-tartalom értékeihez (g) tartozók 0,07 és 0,76 között mozognak.

Ugyanannak az állatnak a jobb és bal végtagjából származó minták BMD- és BMC-értékei között nem találtunk szignifikáns különbséget ( $P=0,827$  a BMD és  $P=0,930$  a BMC esetében). Megállapítottuk, hogy az emberi csontoktól eltérően a lovaknál az ellenoldali végtagok BMD- és BMC-értékei közötti különbség elhanyagolható. Mivel a BMD- és BMC-értékek tekintetében nem mutatkozott szignifikáns eltérés a bal és a jobb végtag között, a továbbiakban csak a jobb oldali végtagok csontjainak első méréséből származó adatokkal dolgoztunk.

**6. táblázat** – Bal elülső (BE) és jobb elülső (JE) végtagokból származó hármás metacarpalis csontok (McIII) ásványianyag-sűrűsége (BMD), ásványianyag-tartalma (BMC) és a hozzájuk tartozó variációs koefficiensek (CV%) három mérés eredményei alapján (a kódok a 3. táblázatban felsorolt lovakra utalnak)

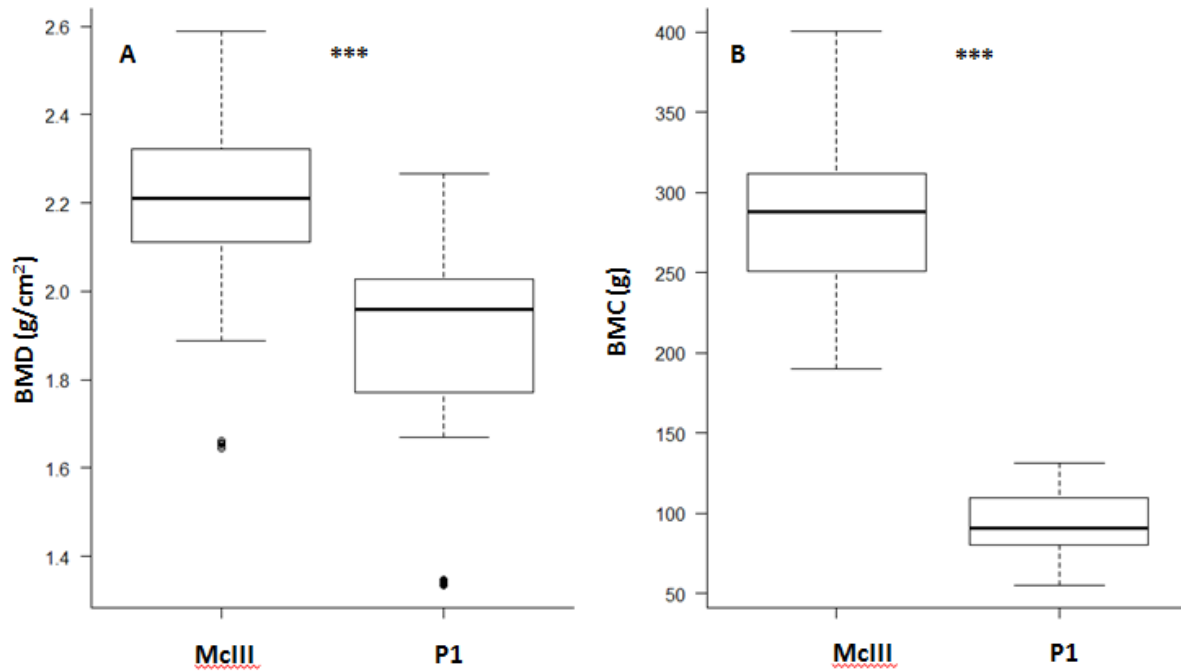
Kód	McIII							
	BMD (g/cm <sup>2</sup> ) JE (középérték± SD)	BMD (g/cm <sup>2</sup> ) BE (középérték± SD)	CV% (BMD) JE	CV% (BMD) BE	BMC (g) JE (középérték ±SD)	BMC (g) BE (középérték ±SD)	CV% (BMD) JE	CV% (BMC) BE
lip1	2,300± 0,004	2,229± 0,004	0,17	0,18	292,7± 0,800	282,7± 0,953	0,27	0,34
lip2	2,205± 0,006	2,137± 0,006	0,27	0,28	298,367± 0,929	306,667± 0,152	0,31	0,05
lip3	2,224± 0,008	2,184± 0,012	0,36	0,55	252,233± 0,450	247,933± 1,305	0,18	0,53
lip4	2,150± 0,004	2,145± 0,007	0,19	0,33	272,467± 1,436	269,033± 1,150	0,53	0,43
lip5	1,898± 0,010	1,904± 0,004	0,53	0,21	224,133± 1,201	224,833± 1,436	0,54	0,64
mfv1	2,556± 0,005	2,534± 0,005	0,20	0,20	351,2± 1,014	349,433± 1,913	0,29	0,55
mfv2	2,319± 0,004	2,300± 0,002	0,17	0,09	294,100± 0,916	291,733± 0,251	0,31	0,09
mfv3	2,266± 0,009	2,284± 0,003	0,40	0,13	276,033± 1,342	281,533± 0,838	0,49	0,30
mfv4	2,492± 0,005	2,474± 0,004	0,20	0,16	366,7± 2,651	363,733± 0,472	0,72	0,13
mfv5	2,115± 0,003	2,119± 0,003	0,14	0,14	268,833± 1,644	273,900± 1,613	0,61	0,59
holst1	2,588± 0,001	2,580± 0,007	0,04	0,27	389,867± 0,850	399,660± 1,050	0,22	0,26
holst2	2,192± 0,010	2,364± 0,003	0,46	0,13	309,567± 2,742	333,000± 1,300	0,89	0,39
ms1	2,174± 0,006	2,220± 0,010	0,26	0,45	318,067± 2,025	314,367± 2,573	0,64	0,82
arab1	2,113± 0,005	2,102± 0,006	0,24	0,29	234,200± 0,435	231,933± 1,514	0,19	0,65
csfriz1	1,657± 0,004	1,646± 0,003	0,24	0,18	190,200± 0,519	190,667± 0,901	0,27	0,47
shagya1	2,345± 0,007	2,320± 0,002	0,30	0,09	309,334± 0,814	307,800± 0,500	0,26	0,16
atv1	2,022± 0,006	2,052± 0,011	0,30	0,54	221,567± 0,808	225,700± 1,044	0,36	0,46

**7. táblázat** – Bal elülső (BE) és jobb elülső (JE) végtagokból származó csüdcsontok (P1) ásványianyag-sűrűsége (BMD), ásványianyag-tartalma (BMC) és a hozzájuk tartozó variációs koefficiensek (CV%) három mérés eredményei alapján (a kódok a **3. táblázatban** felsorolt lovakra utalnak)

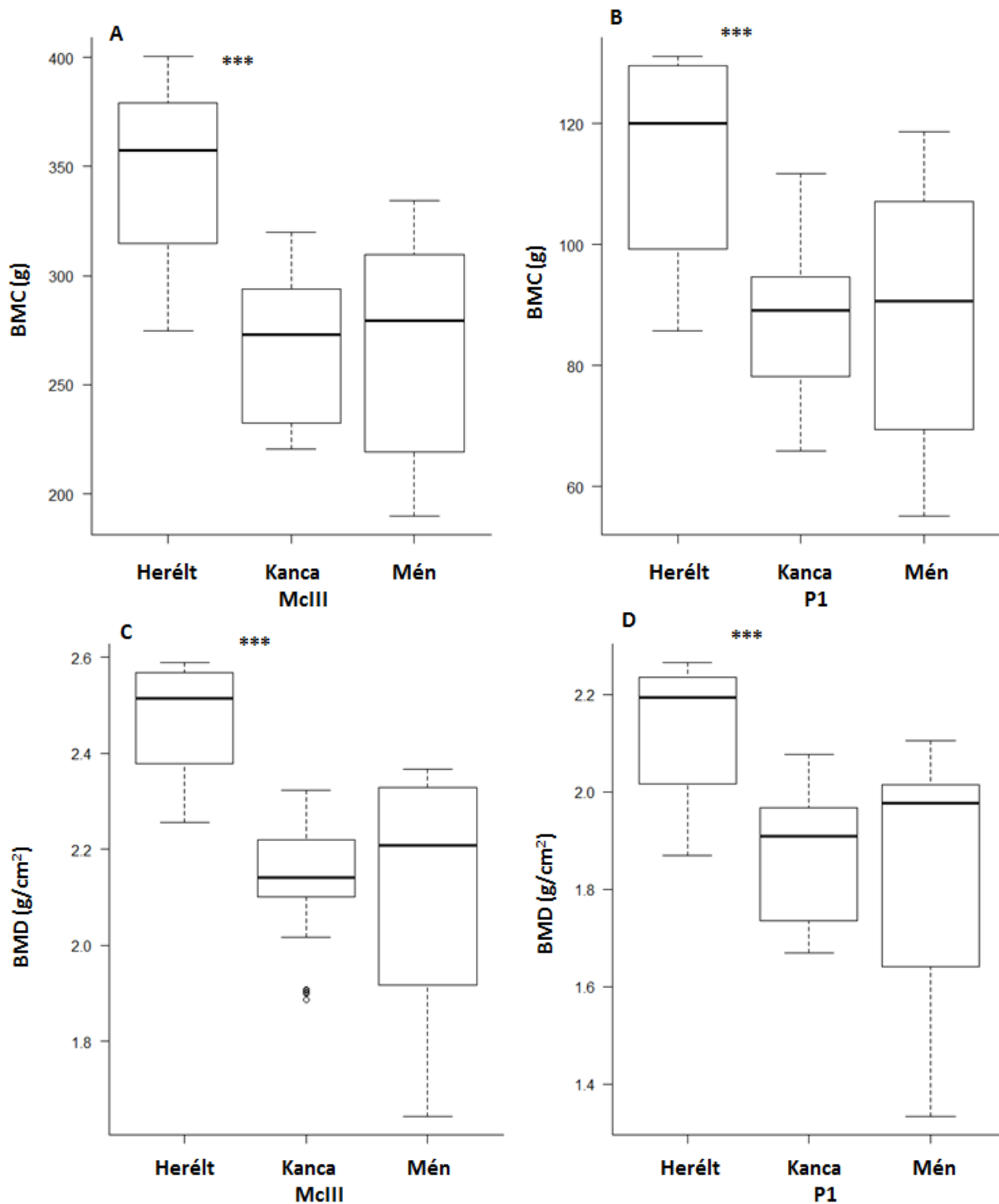
Kód	P1							
	BMD (g/cm <sup>2</sup> ) JE (közéérték ±SD)	BMD (g/cm <sup>2</sup> ) BE (közéérték ±SD)	CV% (BMD) JE	CV% (BMD) BE	BMC (g) JE (közéérték ±SD)	BMC (g) BE (közéérték ±SD)	CV% (BMC) JE	CV% (BMC) BE
lip1	1,958± 0,007	1,966± 0,008	0,36	0,41	89,527± 0,435	88,743± 0,360	0,49	0,41
lip2	1,913± 0,014	1,877± 0,012	0,73	0,64	100,350± 0,650	100,240± 0,602	0,65	0,60
lip3	1,965± 0,005	1,948± 0,013	0,25	0,67	83,180± 0,124	83,063± 0,187	0,15	0,23
lip4	1,976± 0,011	1,931± 0,010	0,56	0,52	91,903± 0,546	89,773± 0,522	0,59	0,58
lip5	1,727± 0,008	1,744± 0,005	0,46	0,29	78,313± 0,329	78,873± 0,058	0,42	0,07
mfv1	2,16± 0,010	2,133± 0,005	0,46	0,23	112,166± 0,602	110,133± 0,057	0,54	0,05
mfv2	1,965± 0,007	1,982± 0,015	0,36	0,76	93,760± 0,272	94,707± 0,489	0,29	0,52
mfv3	1,898± 0,007	1,886± 0,013	0,37	0,69	88,147± 0,215	86,357± 0,655	0,24	0,76
mfv4	2,234± 0,005	2,248± 0,015	0,22	0,67	130,633± 0,493	129,667± 0,208	0,38	0,16
mfv5	1,802± 0,008	1,908± 0,007	0,44	0,37	81,997± 0,096	86,263± 0,083	0,12	0,10
holst1	2,217± 0,012	2,248± 0,003	0,54	0,13	129,633± 0,404	127,567± 0,152	0,31	0,12
holst2	2,005± 0,003	2,102± 0,002	0,15	0,10	118,433± 0,288	114,933± 0,404	0,24	0,35
ms1	1,997± 0,005	2,073± 0,005	0,25	0,24	111,533± 0,230	108,633± 0,351	0,21	0,32
arab1	1,734± 0,003	1,681± 0,006	0,17	0,36	73,467± 0,234	71,983± 0,221	0,32	0,31
csfríz1	1,337± 0,003	1,343± 0,004	0,22	0,30	55,380± 0,260	55,647± 0,221	0,47	0,40
shagya1	2,035± 0,012	1,992± 0,09	0,59	0,45	99,494± 0,332	98,803± 0,505	0,33	0,51
atv1	1,692± 0,012	1,673± 0,004	0,71	0,24	66,137± 0,219	66,510± 0,070	0,33	0,11

A BMD és BMC értékek szignifikánsan nagyobbak a hármás metacarpalis csontokban, mint a csüdcsontokban (mindkét esetben  $P < 0,001$ ; **8A** és **8B ábra**). Vizsgálataink alapján a ló hármás metacarpalis és csüdcsontjainak BMD- és BMC-értékei nem korrelálnak sem az állat életkorával ( $P = 0,053$  a BMD és  $P = 0,192$  a BMC esetében), sem a fajtájával ( $P = 0,227$  a BMD és  $P = 0,071$  a BMC esetében). Kimutattuk viszont, hogy a ló ivara nagymértékben befolyásolja a csontok BMD- és BMC-értékeit ( $P = 0,005$  a BMD és  $P = 0,015$  a BMC esetében). Mint ahogy a **9A** és **9B ábrán** is látható az ásványianyag-tartalom, a **9C** és **9D ábrán** pedig az ásványianyag-sűrűség szignifikánsan nagyobb a herélt lovak csontjaiban,

mint a kancák ( $P=0,002$  a BMD és  $P=0,0004$  a BMC esetében) vagy mének ( $P=0,003$  a BMD és  $P=0,012$  a BMC esetében) csontjaiban. A kancák és mének BMD és BMC értékei között azonban nem mutatkozik szignifikáns eltérés ( $P=0,923$  a BMD és  $P=0,999$  a BMC esetében).



**8A és 8B ábra** – Hármas metacarpalis csont (McIII) és csüdcsont (P1) ásványianyag-sűrűsége (BMD, g/cm<sup>2</sup>, **A ábra**) és ásványianyag-tartalma (BMC, g, **B ábra**) A szignifikáns különbséget \*\*\* jelzi.



**9A, 9B, 9C és 9D ábra** – Herélt lovak, kancák és ménék hármas metacarpalis csontjának (McIII) és csüdcsontjának (P1) ásványianyag-tartalma (BMC, g, **A és B ábra**) és ásványianyag-sűrűsége (BMD, g/cm<sup>2</sup>, **C és D ábra**) A szignifikáns különbséget \*\*\* jelzi.

## 6.2. Eredmények: A ló hármás metacarpalis csontjainak összehasonlító denzitometriás, CT és törésvizsgálata

A **8. táblázatban** láthatóak a hármás metacarpalis csontok BMD, CT és hárompontos hajlítási teszteredményeire vonatkozó leíró statisztikai adatok.

**8. táblázat** – A tanulmányban vizsgált hármás metacarpalis csontminták egyes változókra vonatkozó leíró statisztikai értékei (BMD: csont ásványianyag-sűrűsége)

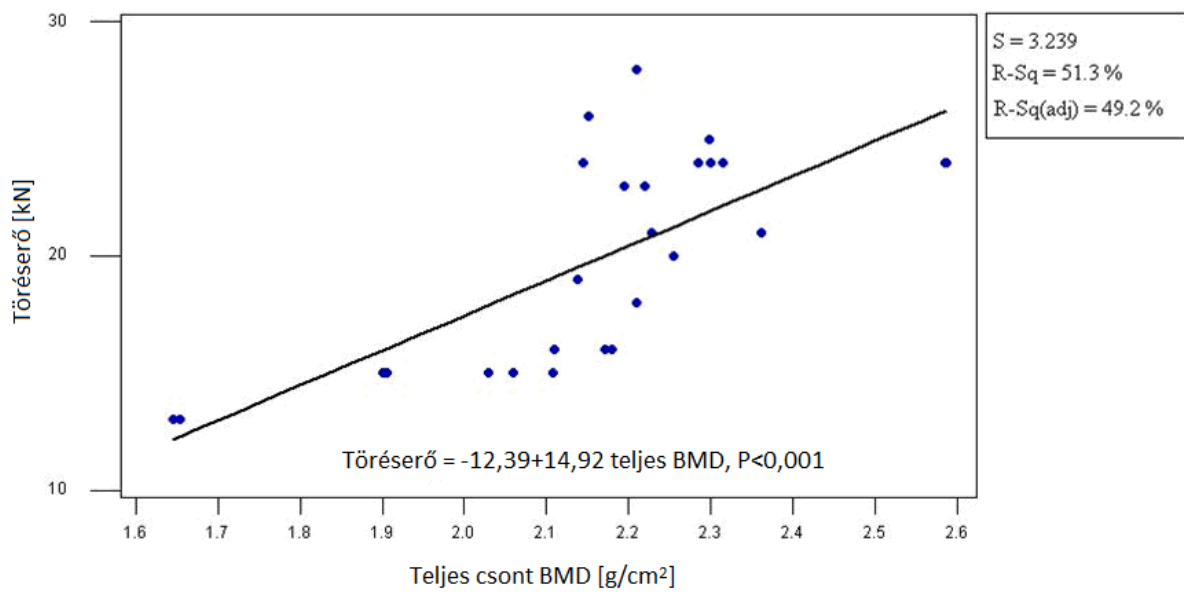
Változó	n	Középérték±SD	Medián	Terjedelem
Csont hossza (cm)	26	26,2±0,9	26,1	24,9-28,2
Teljes csont BMD (g/cm <sup>2</sup> )	26	2,16±0,22	2,19	1,65-2,59
Mediális kortex BMD (1) (g/cm <sup>2</sup> )	26	2,38±0,26	2,36	1,95-2,87
Laterális kortex BMD (2) (g/cm <sup>2</sup> )	26	2,22±0,16	2,24	1,83-2,52
Keresztirányú BMD (3) (g/cm <sup>2</sup> )	26	2,42±0,26	2,45	1,81-2,98
Függőleges mediális kortex BMD (4) (g/cm <sup>2</sup> )	26	2,29±0,21	2,32	1,88-2,68
Törésszilárdság (MPa)	26	234,4±56,6	214,8	129,6-341,3
Rugalmassági modulus (MPa)	26	7380±2728	6570	3626-12864
Törési erő (kN)	26	19,8±4,5	20,5	13-28
Laterális kortex vastagsága (cm)	26	0,99±0,13	1,00	0,69-1,21
Mediális kortex vastagsága (cm)	26	1,38±0,25	1,34	0,99-1,99
Dorzális kortex vastagsága (cm)	26	0,96±0,12	0,94	0,74-1,19
Palmáris kortex vastagsága (cm)	26	0,66±0,15	0,66	0,39-1,01
Terület (mm <sup>2</sup> )	26	755,4±117	752,2	604,8-1063

A törési erő korrelál a teljes csont BMD-értékével ( $P<0,001$ ,  $r=0,72$ ; **10. ábra**), a mediális kortex ROI BMD-értékével ( $P<0,001$ ,  $r=0,68$ ; **11. ábra**), a keresztirányú ROI BMD-értékével ( $P<0,001$ ,  $r=0,61$ ), a laterális kortex ROI BMD-értékével ( $P<0,001$ ,  $r=0,59$ ), illetve a függőleges mediális kortex ROI BMD-értékével ( $P<0,001$ ,  $r=0,6$ ).

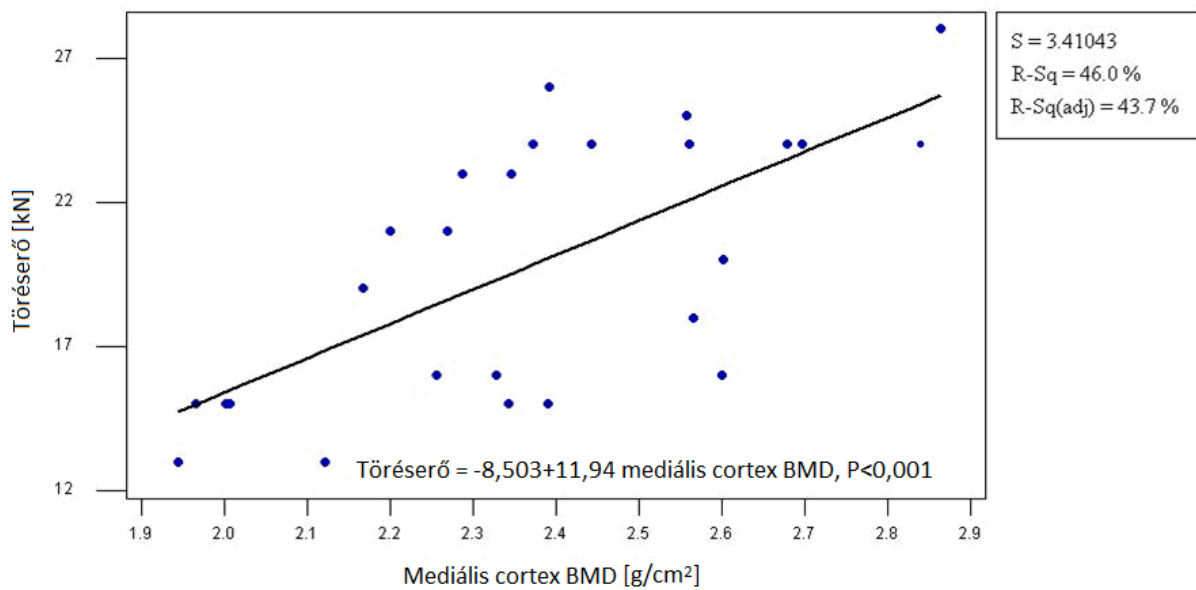
A **9. táblázatban** láthatóak a hármás metacarpalis csontok BMD, CT és hárompontos hajlítási teszteredményeire vonatkozó összehasonlító statisztikai adatok.

**9. táblázat** – A lineáris regressziók P-értékei és r-értékei (korrelációs koefficiens) (1: Mediális kortex BMD (1), 2: Laterális kortex BMD (2), 3: Keresztirányú BMD (3), 4: Függőleges mediális kortex BMD (4), CL: Laterális kortex vastagsága , CM: Mediális kortex vastagsága , CD: Dorzális kortex vastagsága, CP: Palmáris kortex vastagsága )

Változó	Csont-hossz [cm]	Csont ásványianyag-sűrűség (BMD) [g/cm <sup>2</sup> ]					Átmérő [cm]					Terület [mm <sup>2</sup> ]
		Teljes csont	ROI				Teljes csont	Kortikális szélesség				
			1	2	3	4		CL	CM	CD	CP	
Töréserő [kN]	<i>P</i> =0,054  <i>r</i> =0,3391	<b><i>P</i>=0,000</b>  <b><i>r</i>=0,7163</b>	<b><i>P</i>=0,000</b>  <b><i>r</i>=0,6782</b>	<b><i>P</i>=0,000</b>  <b><i>r</i>=0,5925</b>	<b><i>P</i>=0,000</b>  <b><i>r</i>=0,6091</b>	<b><i>P</i>=0,000</b>  <b><i>r</i>=0,5975</b>	<i>P</i> =0,003  <i>r</i> =0,499	<i>P</i> =0,442   	<i>P</i> =0,014  <i>r</i> =0,4750	<i>P</i> =0,464   	<i>P</i> =0,363   	<i>P</i> =0,006     <i>r</i> =0,522
Törésszilárdság [MPa]	<i>P</i> =0,0967	<i>P</i> =0,872	<i>P</i> =0,815	<i>P</i> =0,987	<i>P</i> =0,96	<i>P</i> =0,885	<b><i>P</i>=0,000</b>  <b><i>r</i>=0,6971</b>	<i>P</i> =0,628	<i>P</i> =0,465	<i>P</i> =0,07	<i>P</i> =0,855	<i>P</i> =0,701
Young-modulus [Pa]	<i>P</i> =0,680	<i>P</i> =0,705	<i>P</i> =0,940	<i>P</i> =0,673	<i>P</i> =0,601	<i>P</i> =0,914	<b><i>P</i>=0,000</b>  <b><i>r</i>=0,6671</b>	<i>P</i> =0,055	<i>P</i> =0,379	<i>P</i> =0,004  <i>r</i> =0,547	<i>P</i> =0,217	<i>P</i> =0,951



**10. ábra** – Hármás metacarpalis csont (MclII) teljes BMD (ásványianyag-sűrűség) értéke és a törési erő közötti korreláció



**11. ábra** – Hármás metacarpalis csont (MclII) mediális cortexének BMD (ásványianyag-sűrűség) értéke és a törési erő közötti korreláció

A csontok törésszilárdsága és ásványianyag-sűrűsége között egyik BMD-érték esetében sem találtunk összefüggést. Vizsgálati eredményeink szerint a törésszilárdság a csont átmérőjével korrelál ( $P<0,001$ ,  $r=0,7$ ).



A rugalmassági modulus szintén korrelál a csont átmérőjével ( $P < 0,001$ ,  $r = 0,67$ ), valamint – a törésszilárdsághoz hasonló általános regressziós mintát követve – kismértékben korrelál a dorzális kortex vastagságával ( $P = 0,004$ ,  $r = 0,55$ ).

A metacarpalis csont e tanulmányban vizsgált méretei nem mutattak szignifikáns korrelációt a törési erővel. Csak kismértékű pozitív korrelációt találtunk a törési erő és a kortikális terület között ( $P = 0,006$ ,  $r = 0,52$ ). A csont átmérője szintén csak kismértékű pozitív korrelációt mutat a törési erővel ( $P = 0,003$ ,  $r = 0,5$ ). Az egyes kortikális kvadránsok vastagságai és a csont többi mechanikai tulajdonsága között sem sikerült statisztikai korrelációt kimutatnunk. A törésszilárdság továbbá nem korrelált szignifikánsan sem a kvadránsok kortikális vastagságával, sem pedig a csonthosszal.

Nem találtunk szignifikáns korrelációt a rugalmassági modulusok és a BMD-értékek között sem, illetve a rugalmassági modulusok sem a dorzális kortex vastagságával, sem a többi kvadránsban mért vastagsággal nem mutattak elégséges korrelációt.

### **6.3. Eredmények: A ló csüdcsontjainak összehasonlító denzitometriás, CT és törésvizsgálata**

#### *Minták*

A tanulmányban hét lóból vett összesen 14 db csüdcsontot vizsgáltunk. Egy csüdcsont eredményeit nem számítottuk be a statisztikai értékekbe, mivel a terhelési teszt után a CT-felvételeken nem tudtuk azonosítani a csont törésének helyét.

#### *A csontok ásványianyag-sűrűségének (BMD) mérése*

A **10. táblázatban** láthatók a csontminták teljes BMD ( $\text{g}/\text{cm}^2$ ), laterális kortex BMD-, mediális kortex BMD-, valamint trabekuláris BMD-értékei.

**10. táblázat** – A tanulmányban vizsgált 13 db csüdcsont egyes változókra vonatkozó leíró statisztikai értékei (BMD: csont ásványianyag-sűrűsége, DT: keresztirányú átmérő, DS: sagittális átmérő, CP: palmáris cortex, CL: laterális cortex, CD: dorzális cortex, CM: mediális cortex, T: trabekuláris vagy szivacsos csont, SD: szórás)

Változó	n	Középérték	Szórás (SD)	Medián	Terjedelem
Teljes BMD (g/cm <sup>2</sup> )	13	1.91	0.14	1.96	1.68-2.13
CL BMD (g/cm <sup>2</sup> )	13	2.19	0.15	2.2	1.95-2.51
CM BMD (g/cm <sup>2</sup> )	13	2.1	0.13	2.05	1.93-2.35
T BMD (g/cm <sup>2</sup> )	13	1.52	0.12	1.48	1.38-1.73
Nyomószilárdság (MPa)	13	74	15.56	72.56	49.96-100
Töréserő (kN)	13	72	13.36	74	45-92
CM (cm)	13	0.97	0.47	1.09	0.22-1.44
CL (cm)	13	0.83	0.45	1	0.15-1.34
CD (cm)	13	0.39	0.13	0.43	0.15-0.59
CP (cm)	13	0.53	0.23	0.63	0.09-0.8
DT (cm)	13	4.66	0.299	4.75	4.17-5.18
DS (cm)	13	2.8	0.55	2.6	2.28-3.78
Terület (cm <sup>2</sup> )	13	5.4	1.90	6.06	2.47-8.1

#### CT-vizsgálatokkal nyert morfometriás adatok

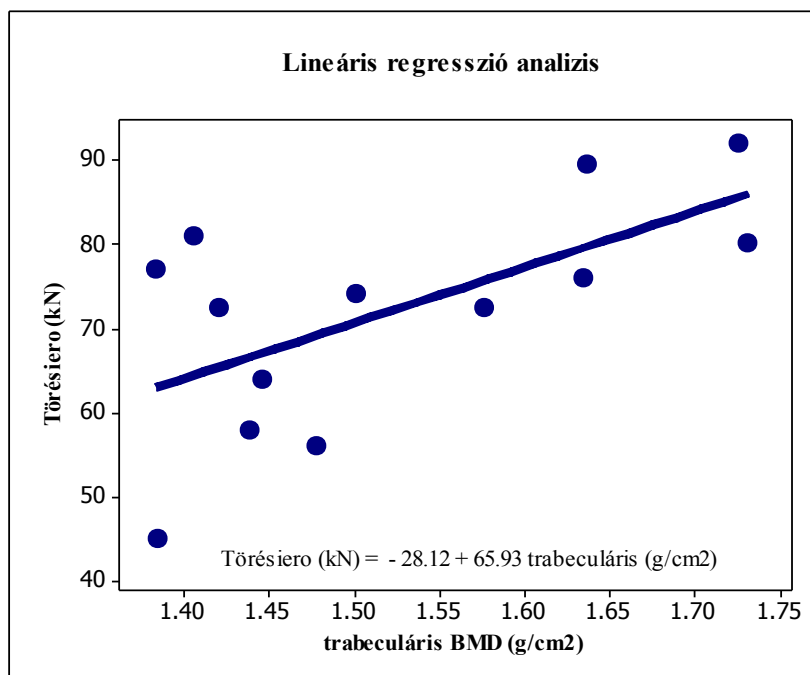
A **10. táblázatban** az egyes paraméterekre vonatkozó, háromszor ismételt méréssel nyert adatok átlagértékeit foglaltuk össze. A tizennégy csontmintából tizenhárom esetében (13/14, 92,86%) a törésvonalak a sagittális síkban keletkeztek. A tizenhárom csontból öt esetében (5/13, 38,46%) a törésvonalak a proximális és középső harmadban helyezkedtek el, hatnál (6/13, 46,15%) a középső és a disztális harmadban jöttek létre, illetve kettőnél (2/13, 15,38%) a sagittális sík középső harmadában keletkeztek.

#### Terheléses vizsgálat

A töréserőre és a nyomószilárdságra vonatkozó adatok a **10. táblázatban** találhatóak.

#### Összefüggések

A trabekuláris BMD értéke és a töréserő között szignifikáns pozitív lineáris korrelációt találtunk ( $P=0,023$ ,  $r=0,62$ ) (**12. ábra**). Mint a **11. táblázatból** is látható, a többi paraméter nem mutatott szignifikáns korrelációt sem a nyomószilárdsággal, sem a töréserővel.



**12. ábra** – A csüdcsont (P1) trabekuláris BMD (ásványianyag-sűrűség) értéke és törésszilárdsága közötti korreláció

**11. táblázat** – Pearson-féle lineáris korrelációk (az  $r$  értékét csak ott tüntettük fel, ahol a  $P < 0,05$ ). (BMD: csont ásványianyag-sűrűsége, DT: keresztirányú átmérő, DS: sagittális átmérő, CP: palmáris kortex, CL: laterális kortex, CD: dorzális kortex, CM: mediális kortex, T: trabekuláris vagy szivacsos csont, n/a: nem értelmezhető)

Változó	Törésierő [kN]		Nyomásszilárdság [MPa]	
Teljes csont BMD [g/cm <sup>2</sup> ]	$P=0,068$	n/a	$P=0,224$	n/a
CM BMD [g/cm <sup>2</sup> ]	$P=0,055$	n/a	$P=0,377$	n/a
CL BMD [g/cm <sup>2</sup> ]	$P=0,479$	n/a	$P=0,267$	n/a
T BMD [g/cm <sup>2</sup> ]	<b><math>P=0,023</math></b>	<b><math>r=0,62</math></b>	$P=0,514$	n/a
CL vastagság [cm]	$P=0,533$	n/a	$P=0,746$	n/a
CM vastagság [cm]	$P=0,576$	n/a	$P=0,921$	n/a
CD vastagság [cm]	$P=0,681$	n/a	$P=0,587$	n/a
CP vastagság [cm]	$P=0,787$	n/a	$P=0,564$	n/a
DS [cm]	$P=0,482$	n/a	$P=0,611$	n/a
DT [cm]	$P=0,690$	n/a	$P=0,1$	n/a
Terület [cm <sup>2</sup> ]	$P=0,581$	n/a	$P=0,868$	n/a

## 7. Megbeszélés

### 7.1. A ló hármás metacarpalis és csüdcsontjainak denzitometriás vizsgálata, a módszer kidolgozása és tesztelése, egyéb összefüggések

A DXA-módszer sok tekintetben előnyös a csont ásványianyag-sűrűségének (BMD) és ásványianyag-tartalmának (BMC) meghatározásában (Kanis et al., 1997; US Congress of Technology Assessment, 1995). A DXA-technológia a BMC és BMD mérésének gyors, non-invazív, viszonylag olcsó és precíz módját teszi lehetővé (Genant et al., 1994; Genant et al., 1996). A korábbi tanulmányok szerint a DXA-mérőberendezés „spine” üzemmódja konzisztensebb eredményeket ad, mint „femur” üzemmódja (McClure et al., 2001).

Napjainkig a DXA-módszert csak ritka esetekben alkalmazták a ló metacarpalis csontjának tanulmányozására (Carstanjen et al., 2003; Donabedian et al., 2005; Hanson és Markel, 1995; Lawrence és Ott, 1985; McClure et al., 2001; Van Harreveld et al., 2002; Walker et al., 2004). Tudomásunk szerint a korábbi tanulmányokban eddig csak a hármás metacarpalis csontot vizsgálták e módszerrel (Hanson és Markel, 1995); a csüdcsont BMD- és BMC-értékeiről korábbi vizsgálatokból nincs a sajátunknál korábbi adat (Dzierżęcka és Charuta, 2012).

A csontsűrűség megállapítására alkalmazott szoftver algoritmusaihoz szükséges a csont körüli lágyszövet is (Mazess et al., 1991; Sorrenson, 1990). A tanulmányok nagy részében a lágyszövetet úgy helyettesítették, hogy a csontokat 12cm-es vízbe mártva (Hanson és Markel, 1995), esetleg zsírba, polikarbonátba, paraffinba vagy rizsbe ágyazva vizsgálták (Mazess et al., 1991). Mi erre a célra egy 20mm-es plexilapot használtunk, arra helyeztük a vizsgált csontmintát. A plexilap, melyet jelen tanulmányban mi alkalmaztunk első ízben lovak csontsűrűség-vizsgálatához, kényelmesnek, egyszerűnek és hasznosnak bizonyult a lovak csontjának *ex vivo* csontsűrűség-méréséhez.

A korábbi tanulmányokban a releváns tartományokat a ló metacarpalis csont carpometacarpalis ízületétől mért hosszának 20, 40 és 80%-ánál jelölték ki (McClure et al., 2001), vagy felosztották a csontot proximális, közép- és disztális régiókra, amelyek mindegyikét további három – laterális, dorzális és mediális – mérési helyre osztották fel, így kaptak kilenc releváns tartományt (Carstanjen et al., 2003).

Tanulmányunk első részében bebizonyítottuk, hogy a metacarpalis csont dorsopalmaris (DP) és palmarodorsalis (PD), valamint lateromedialis (LM) és mediolateralis (ML) régióinak BMD- és BMC-értékei között nincs jelentős eltérés, azaz az ellenoldali irányokból mért BMD- és BMC-értékek között nem mutatható ki szignifikáns különbség ( $P > 0,05$ ). A különböző irányok

tekintetében mért BMD-különbségek a hármás metacarpalis csont geometriájával magyarázhatók (Piotrowski et al., 1983). Javasoljuk, hogy a jövőbeni vizsgálatok azonos pozicionálást alkalmazzanak annak érdekében, hogy a csontok közötti kisebb különbségek is könnyebben feltérképezhetők legyenek. Fontosnak tartjuk a mérési módszer standardizálását a jövőbeni mérések pontosságának fenntartásához és biztosításához.

A kísérletek második részében megállapítottuk, hogy nincsenek szignifikáns eltérések az ugyanazon csontra vonatkozó ismételt mérésekkel kapott értékek között. Így arra a következtetésre jutottunk, hogy egy mérés is elegendő a hármás metacarpalis (McIII) és csüdcsontok (P1) DXA-módszerrel történő kiértékeléséhez. A ló csüdcsontjának vizsgálatára első ízben alkalmazhattuk a DXA-módszert.

A bal és a jobb oldali végtagból származó azonos csontok BMD- és BMC-értékeinek összehasonlításakor sem találtunk statisztikailag szignifikáns eltérést a két különböző oldali végtag között ( $P > 0,05$ ). A humán tudományokból már ismert „oldalosság” jelenségét mi nem tudtuk igazolni lovakon, igaz a mintáink között összesen 1 angol telivér versenyló szerepelt. Mivel a jobb és a bal oldali csontok BMD- és BMC-értékei között nem mutatkozott szignifikáns különbség, a továbbiakban csak a jobb oldali végtagokból nyert csontminták adataival dolgoztunk.

Hanson és Markel (1995) tanulmányukban arra a következtetésre jutottak, hogy a proximális elhelyezkedésű csontok (a humerus, a radius vagy a hármás metacarpalis csont) sűrűsége kisebb, mint a disztális csontoké. Hanson és Markel (1995) azonban nem vizsgálták a csüdcsontot. Munkánk során bebizonyítottuk, hogy lovakban a proximális hármás metacarpalis csont sűrűsége nagyobb, mint a csüdcsonté.

A BMD- és BMC-értékek elemzését az állatok életkora, ivara és fajtája szerint végeztük. A vizsgált lovak hármás metacarpalis és csüdcsontjainak BMD- vagy BMC-értékei és az állatok életkora vagy fajtája között nem találtunk összefüggést, viszont nagyobb értékeket mértünk herélt lovaknál, és alacsonyabbakat – jóllehet egymással megegyezőket – kancáknál és ménéknél. A BMD- és BMC-értékeket tehát csak a csont típusa (McIII vagy P1) és az állat ivara befolyásolja szignifikánsan ( $P > 0,005$ ). A kapott eredmények azt mutatják, hogy további, nagyobb mintán való BMD-vizsgálatok szükségesek.

Munkánk eredményeit tehát további, nagyobb mintára irányuló csontsűrűség-vizsgálatok erősíthetik meg. Korábban az állati csontok ásványianyag-sűrűségét csak kísérleti célokból vizsgálták, azonban mind a kis-, mind pedig a nagyállat-gyógyászati gyakorlatban egyre nagyobb szükség van a csont és a test ásványianyag-sűrűségének megállapítására. A DXA-módszer hasznosnak bizonyulhat az állatorvoslásban prognosztikai célokra is. A BMD-érték változásainak nyomon követésével előre jelezhető például a palmáris metacarpalis csont betegségeinek kialakulása vagy a laterális/mediális metacarpalis/metatarsalis csont kondiláris törése angol telivér versenylovaknál.

## 7.2. A ló hármás metacarpalis csontjainak összehasonlító denzitometriás, CT és törésvizsgálata

Vizsgálati eredményeink szignifikáns korrelációkat leginkább a törésszilárdság és a csont ásványianyag-sűrűsége között mutattak ki, bár találtunk összefüggést egyéb tényezők között is. Az összes ásványianyag-sűrűségi érték, beleértve a teljes csontra, illetve az egyes releváns tartományokra vonatkozó BMD-értékeket is, korrelált valamilyen mértékben a törésszilárdsággal.

A legnagyobb ásványianyag-sűrűségi értéket a keresztirányú ROI-ban mértük (középpérték $\pm$ SD=2,4225 $\pm$ 0,2637g/cm<sup>2</sup>), ahol a csont hosszanti középpontjánál vett keresztmetszete átfogja mind a négy kvadránst, és amibe beletartozik a palmáris régió is. A humán orvostudományban közölt tanulmányok ez utóbbit tartják a legnagyobb sűrűségűnek (Lai et al., 2005), mivel fiziológiai terhelés alatt ez a régió nyomófeszültségnek van kitéve (Les et al., 1997).

A humán orvostudományi kutatásokhoz (Lai et al., 2005) hasonlóan mi is a mediális kortex ásványianyag-sűrűségi értékeit találtuk a második legnagyobbak a mérések során (2,3767 $\pm$ 0,2581g/cm<sup>2</sup>). Az összes releváns tartomány közül a teljes csontnál mértük a legkisebb ásványianyag-tartalmat (2,1630 $\pm$ 0,2181g/cm<sup>2</sup>), ami azzal magyarázható, hogy a vizsgálatok során az egész csontba belevettük az alacsonyabb sűrűségű epifízist is.

A vizsgálatok során a leginkább szignifikáns korrelációt a csont törésereje és ásványianyag-sűrűsége között találtuk. A teljes csont és a mediális kortex BMD-értékei mutatkoztak a csontterösség legjelentősebb indikátorainak (előbbinél  $P < 0,001$ ,  $r = 0,72$ ; utóbbinál  $P < 0,001$ ,  $r = 0,68$ ). A teljes csont BMD-értéke és a törési erő közötti jelentős korreláció egyik lehetséges magyarázata, hogy bár regionális szemcsézetéről nem beszélhetünk, a teljes csont BMD-értékében tükröződik az a tény, hogy a csont teljes hosszát tekintve nem homogén összetételű. A mediális kortextet illető korreláció részben valószínűleg annak tudható be, hogy a vizsgált minták közül ebben a régióban a legvastagabb a kortex, így az adja a teljes csont sűrűségének és stabilitásának jelentős részét.

Hasonló eredményekre jutottak baromfik csontjainak vizsgálataival is, melyek során élő állatok denzitometriás szkenei alapján pozitív korrelációt találtak a csontsűrűség és a töréserő között (Schreiweis et al., 2005). Ezek az *in vivo* szkeneink nagymértékben korreláltak a csonthamu ásványianyag-tartalmával is, amely azt mutatja, hogy a non-invazív szkene a töréserő kielégítő indikátora (Schreiweis et al., 2005). A ló hármás metacarpalis csontját vizsgáló tanulmányunk kimutatta, hogy a csont ásványianyag-tartalmának vagy -sűrűségének különböző irányokból mért DXA-értékei között nincs jelentős eltérés (Tóth et al., 2010). Ez egyrészt azt jelezheti, hogy az *in vivo* tanulmányoknak nem feltétlenül kell egy

specifikus ROI-ra fókuszálniuk, bár azok további vizsgálata is indokoltnak tűnik; másrészt bármely teljes csont DXA-módszerrel történő vizsgálata elégséges a csont ásványianyag-sűrűségének megállapításához.

Vizsgálati eredményeink szerint a törésszilárdság a csont átmérőjével korrelál ( $P < 0,001$ ,  $r = 0,7$ ). Más tanulmányok is kimutattak hasonló összefüggéseket (Lawrence, 2005).

A rugalmassági modulus vagy más néven Young-modulus, amely alapvetően a rugalmas anyagok merevségét/rugalmasságát mutatja meg, szintén korrelál a csont átmérőjével ( $P < 0,001$ ,  $r = 0,67$ ), valamint – a töréserőhöz hasonló általános regressziós mintát követve – kismértékben korrelál a dorzális cortex vastagságával ( $P = 0,004$ ,  $r = 0,55$ ). Az ásványianyag-sűrűségi értékek és a törésszilárdság vagy a rugalmassági modulus között nem találtunk korrelációt, ami ellentmond a korábbi tanulmányok eredményeinek, melyek e tényezők között összefüggést mutattak ki (Bigot et al., 1996; Riggs et al., 1993).

A metacarpalis csont e tanulmányban vizsgált méretei nem mutattak szignifikáns korrelációt a töréserővel. Hasonlóan a korábbi kutatásokhoz (El Shorafa et al., 1979), csak kismértékű pozitív korrelációt találtunk a töréserő és a kortikális terület között ( $P = 0,006$ ,  $r = 0,52$ ). A csont átmérője szintén csak kismértékű pozitív korrelációt mutat a töréserővel ( $P = 0,003$ ,  $r = 0,5$ ). Az egyes kortikális kvadránsok vastagságai és a csont többi mechanikai tulajdonsága között sem sikerült statisztikai korrelációt kimutatnunk. Ez ellentmond néhány korábbi tanulmánynak, melyek különbségeket találtak a kortikális kvadránsok között szilárdság és merevség tekintetében, és amelyek a laterális kvadránst találták a legszilárdabbnak. Ezekben a tanulmányokban gyakran eltérő kortikális régiókból vett mintákat elemeztek, és nem az egész csont teljes keresztmetszetét (Les et al., 1997).

Egyes vizsgálatok, amelyekben a kimetszett csont preparátumokat vetettek össze a teljes csonttal, arra a következtetésre jutottak, hogy az átlagos csontsűrűség szignifikánsan nagyobb a teljes csontban, illetve, hogy a teljes csont sűrűségi értékeit tekintve nincs jelentős különbség kiboncolt és intakt metacarpalis csontok közt (Carter, 1992). Ez arra utalhat, hogy az ásványianyag-sűrűség mérésénél az egész csontot kell vizsgálni, azonban nincs számottevő eltérés az *in vivo* és az *ex vivo* vizsgálatokkal mért eredmények között.

A képképző eljárásokkal, többek közt a jelen tanulmányban alkalmazott módszerrel végzett csontsűrűség-vizsgálatok gyakran emlegetett korlátja, hogy nem veszik számításba a csontok méretei és dimenziói közötti eltéréseket. Mivel a csontsűrűség-mérés a csont grammban kifejezett ásványianyag-tartalmát a csont egy adott,  $\text{cm}^2$ -ben mért céltartományára vetítve adja meg, az eltérő méretű, de valójában azonos ásványianyag-térfogatsűrűségű csontok adott csontfelszínre vonatkozó sűrűségmérései különböző eredményeket hozhatnak (Carter, 1992). A humán orvostudományban ez különösen a gyermekek és tinédzserek csontsűrűség-mérésénél okoz problémát. A csont felszíni ásványianyag-sűrűségét mérő eljárások kevésbé érzékenyek a csontfejlődésre, mint a

háromdimenziós mérések (Sawyer et al., 2007). Ez a tény nagy kihívást jelent a lovak csontsűrűségének vizsgálatánál is, mivel az elemzések egyik célja lehet, hogy a növésben lévő lovaknál, mint például a fiatal versenylovaknál, meg tudjuk állapítani a csonttörés kockázatát. Néhány, a humán orvostudományban végzett tanulmány javaslatot tett olyan módszerekre, melyekkel a térfogatkülönbségeket ki lehet küszöbölni; többek közt bevezették az ún. „látszólagos csontásványianyag-sűrűség” (BMAD, *bone mineral apparent density*) fogalmát. A BMAD-mérőszám voltaképpen a vizsgált terület átlagos csontvastagságával számol, így egy látszólagos térfogat-sűrűségi értéket ad. Az átlagos csontvastagságot pedig a csont ismert geometriai méretei alapján állapítják meg (Carter, 1992).

A keresztmetszetek paramétereinek elemzése során a kapocscsontokkal összenőtt metacarpalis csontot nem számítottuk a kortikális területbe, és nem tekintettük a csontszilárdságot befolyásoló specifikus változónak vagy tulajdonságnak. Korábbi kutatások alapján azonban valószínűsíthető, hogy a kapocscsontjukkal összenőtt metacarpalis csontok befolyásolják a törésszilárdságot és a csont rugalmasságát (Piotrowski et al., 1983). További vizsgálatok szükségesek annak megállapításához, hogy a területkülönbségek mennyiben befolyásolják a terület és a törésszilárdság és a törési erő közötti korrelációt.

A tanulmányban használt terhelési teszt módszer során a csontok hosszanti középpontjára fejtettünk ki mesterséges erőbehatást palmarodorsalis irányból. Azonban figyelembe kell venni, hogy versenylovaknál a törések leggyakrabban a laterális condylusban mennek végbe. Ezért a jövőbeni kutatásokban érdemes ezt a régiót is releváns tartományként kijelölni.

Összefoglalásként elmondhatjuk, hogy azok a vizsgálatok voltak a leginformatívabbak, amelyek az egész csontot és nem csak specifikus csont régiókat vagy -területeket érintettek. Ez minden bizonnyal azt jelzi, hogy a csontszilárdságot nem csak egy adott tényező vagy régió határozza meg, hanem a szerkezeti tényezők komplex együttese, amelyet összességében szükséges vizsgálni. Azok a tanulmányok, melyek egy tényezőt vagy területet vizsgálnak, fontosak az adott tényező vagy terület pontosabb megértésében, azonban a töréskockázat teljes feltérképezéséhez ezen tényezők és területek koherens egészként való vizsgálata szükséges.

A teljes csont BMD-értéke és a törési erő közötti jelentős összefüggés a kortikális régiók különbségei ellenére is arra engedhet következtetni, hogy a denzitometriás tanulmányoknak a jövőben érdemes a teljes csontra fókuszálniuk egyes részterületek helyett. A humán gyógyászatban alkalmazott csont-ásványianyag denzitometria annak köszönheti fejlődését, hogy a fiziológiai körülmények közt bekövetkezett töréseket nagy számban és kiterjedt mintán vizsgálták és az azokból nyert abszolút értékeket elemezték (Bonnick, 2010). Tanulmányunk eredményeinek összességét figyelembe véve úgy gondoljuk, hogy a lovakra



irányuló kutatásoknak a kis mintán végzett, egyedeken belüli vizsgálatokról folyamatosan át kell térnie a szélesebb körű, egyedek közötti *in vivo* vizsgálatokra.

### **7.3. A ló csüdcsontjainak összehasonlító denzitometriás, CT és törésvizsgálata**

A csüdcsont törései lehetnek sagittális vagy keresztirányú törések; utóbbiak átívelnek az egész csonton, de nem érintik az ízületi felszíneket (Ellis et al., 1987). A sagittális csüdcsonttörések tovább tipizálhatók részleges vagy teljes törésekre. Bár a csüdcsontban leggyakrabban sagittális törések keletkeznek, a törés típusát a ló fajtája és használati módja is jelentősen befolyásolja. Palmáris/plantáris törések keletkeznek rendszerint amerikai ügetőlovaknál (Ruggles 2003), míg a dorso-frontális törések kemény talajon versenyeztetett amerikai ügetőlovaknál (Ruggles 2003) és angol telivéreknél (Stashak, 2002) egyaránt előfordulhatnak.

A ló csüdcsontjának ODM vizsgálata során a legalacsonyabb BMD-értéket a trabekuláris ROI-ban mértük. Lóban a trabekuláris régió anatómiája és fiziológiája egyaránt eltér a kortikális régióétól (Goodship és Smith, 2004). A trabekuláris régió alacsony ásványianyagtartalmú kis csontgerendákból áll és a kortikális régióval ellentétben ezt a területet nemcsak a D-vitamin, a calcitonin és a mellékpajzsmirigy-hormon, hanem a helyi erőbehatások is befolyásolják, melyek kifejezett csontátépülést indukálhatnak (Lawrence, 2005), amivel a régió közvetlenül képes reagálni a mechanikai behatásokra. Ezzel egybehangzóan a humán orvostudományban számos esetben leírták, hogy az immobilizáció trabekuláris csontvesztést okoz (Kazarian és von Gierke, 1969), ami a csontgerendák elvékonyodásával vagy teljes elvesztésével jár (Ijiri et al., 1995).

*In vitro* tanulmányunk során szignifikáns pozitív lineáris korrelációt mutatottunk ki a trabekuláris régió BMD-értéke és a törési erő nagysága között. Ez az eredmény egybeesik azzal a klinikai tapasztalattal, miszerint a csüdcsont törése a trabekuláris régióban a leggyakoribb (Nixon, 2012). Jelen tanulmányunkban a törést követő CT-felvételek alapján kimutattuk, hogy a csüdcsont törésvonala a legtöbb esetben a sagittális sík proximális és disztális trabekuláris régiójában keletkezett. Ez egybevág egy korábbi retrospektív tanulmány eredményeivel (Ellis et al., 1987). A jövőben érdemes lenne nagyobb hangsúlyt fektetni erre a régióra, mivel a trabekuláris régió kulcsfontosságú a csüdcsont sagittális töréseiben.

Az egybevágó eredmények ellenére hangsúlyoznunk kell, hogy a sagittális trabekuláris töréseket jelenleg a hármás metacarpalis csont sagittális taraja által kifejtett mechanikai hatásnak tulajdonítják (Nixon, 2012), amire tanulmányunk *in vitro* modellje nem tért ki. Davies lovak metacarpalis csontjainak proximodistalis terhelését végezte, melynek során a csontok mindkét végét gyantával átitatott üvegyapotba burkolta (Davies, 2009). Davies

kísérletében szintén nem vette figyelembe a proximális ízületi felület mechanikai terhelését. Mivel sem Davies kísérlete, sem a mi tanulmányunk *in vitro* módszere nem reprodukálta a csontok *in vivo* igénybevételének pontos modelljét, további tanulmányokra van szükség a csüdcsont trabekuláris régiója és a metacarpalis csont sagittális taraja közötti interakció vizsgálatához, valamint a proximális ízületi felület alatti subchondralis csont tulajdonságainak és hatásmechanizmusának kiértékeléséhez.

A lovak a tréning során számos mikrorepedést szenvedhetnek el észrevehető sántaság nélkül, amelyek rövid pihenőidő után maradandó károsodás nélkül maguktól is tökéletesen helyrejöhetnek (Baxter és Turner, 2002). Ilyen esetekben a csont rendszerint képes megbirkózni egy adott igénybevétellel, mielőtt bekövetkezik a csontátépülés, de ritkábban a mikrorepedések makroszkopikus stressztöréshez vezetnek (Nunamaker et al., 1990). Lovaknál a normál tréninghez képest könnyített igénybevétel vagy az immobilizáció (például hosszabb boxpihenő) csökkenti a csontok BMD-értékeit, az átmenet nélküli intenzív tréning következtében viszont nő a csonttörések száma (Nunamaker et al., 1990). A csont dinamikus struktúrával rendelkezik és mozgás hatására épül át (Riggs, 2002). Kimutatták, hogy inaktivitás esetén a BMD értéke csökken, míg több tréning mellett nő (Sherman et al., 1995). A stressztörések kiszámíthatatlansága miatt szükség van egy olyan *in vivo* diagnosztikai eszközre, amely kimutatja vagy előre jelzi a töréskockázatot a verseny- és sportlovaknál. Vizsgálatunk eredményei szignifikáns korrelációt mutattak ki a csont meghibásodása és a törési erő, illetve a BMD-érték között, így e hipotézist érdemes lenne *in vivo* körülmények között is tesztelni.

A denzitometria kulcsfontosságú eleme a páciens/tesztalany/minta megfelelő pozicionálása. A DXA-berendezés a vizsgált egyed/minta háromdimenziós struktúráját kétdimenziós felvétellé alakítja át. Így elliptikus csontok esetében előfordulhat, hogy ugyanazon csont különböző pozíciójú felvételei eltérő BMD-értékeket eredményeznek (Rozenberg et al., 1995). *In vitro* kísérletünkben a csontokat a korábbiakban leírtaknak (Tóth et al., 2010) megfelelően egy alkalommal mértük dorsopalmaris irányból. Mindazonáltal az *in vivo* méréseknél mindenképpen szükséges a végtag körültekintő pozicionálása és az állat mély szedálása.

Tanulmányunk összefoglalásaként elmondhatjuk, hogy a trabekuláris régió az egyetlen olyan ROI, amely a csüdcsont meghibásodását előre jelzi. A jövőbeni vizsgálatokban tehát javasolt a törésvonalak beazonosítása és a BMD-értékek mérése is ebben a régióban. Emellett további vizsgálatok szükségesek annak feltárására, hogy a trabekuláris BMD-értékek alkalmazhatók-e indikátorként a ló csüdcsontját érintő törések kockázatának meghatározására.

## 8. Új tudományos eredmények

1. A lovak ex vivo csontsűrűség-vizsgálata kapcsán a lágyszövetek helyettesítését egy kényelmes, egyszerű és hasznos metodikai módszerrel sikerült megoldanunk, valamint a ló csüdcsontjának vizsgálatára első ízben alkalmazhattuk a DXA-módszert.
2. Bebizonyítottuk, hogy a hármás metacarpalis csont dorsopalmaris (DP) és palmarodorsalis (PD), valamint lateromedialis (LM) és mediolateralis (ML) irányból mért BMD- és BMC-értékei között nincs jelentős eltérés, azaz az ellenoldali irányokból mért BMD- és BMC-értékek között nem mutatható ki szignifikáns különbség ( $P > 0,05$ ). Ugyancsak megállapítottuk, hogy nincsenek szignifikáns eltérések az ugyanazon csontra vonatkozó ismételt mérésekkel kapott értékek között. Így arra a következtetésre jutottunk, hogy egy mérés is elegendő a hármás metacarpalis (McIII) és csüdcsontok (P1) DXA-módszerrel történő kiértékeléséhez.
3. Leírtuk, hogy a hármás metacarpalis csont sűrűsége nagyobb mint a csüdcsonté, valamint eredményeink szerint a BMD- és BMC-értékeket csak az állat ivara befolyásolja szignifikánsan ( $P > 0,005$ );
4. A hármás metacarpalis csont összehasonlító vizsgálata során a leginkább szignifikáns korrelációt a csont ásványianyag-sűrűsége és a törési erő között találtuk. A teljes csont és a mediális kortex BMD-értékei mutatkoztak a csonterősség legjelentősebb indikátorainak (előbbinél  $P < 0,001$ ,  $r = 0,72$ ; utóbbinál  $P < 0,001$ ,  $r = 0,68$ ). Bebizonyosodott, hogy a hármás metacarpalis csont esetében a törésszilárdság a csont átmérőjével korrelál ( $P < 0,001$ ,  $r = 0,7$ ). A rugalmassági modulus vagy más néven Young-modulus, amely alapvetően a rugalmas anyagok merevségét/rugalmasságát mutatja meg, szintén korrelál a hármás metacarpalis csont átmérőjével ( $P < 0,001$ ,  $r = 0,67$ ), valamint – a a törési erőhöz hasonló általános regressziós mintát követve – kismértékben korrelál a dorzális kortex vastagságával ( $P = 0,004$ ,  $r = 0,55$ ).
5. A csüdcsont esetében a legalacsonyabb BMD-értéket a trabekuláris ROI-ban mértük, ill. szignifikáns pozitív lineáris korreláció van a trabekuláris régió BMD-értéke és a törési erő nagysága között.

## 9. Irodalomjegyzék

- ADAMS, O. R. Adam's Lameness in Horses. Philadelphia, PA: Lea & Febiger, 1987.
- BASSAGE, L. H. és RICHARDSON, D. W.: Longitudinal fractures of the condyles of the third metacarpal and metatarsal bones in racehorses: 224 cases (1986-1995). In: *Journal of the American Veterinary Medical Association*, 1998., 212. évf. 11. sz., p. 1757-1764.
- BAXTER, G. M. és TURNER, A. S.: Diseases of bone and related structures. In: *Adam's Lameness in Horses*. Szerk.: T. S. STASHAK. 5. kiadás. Philadelphia, PA: Lippincott Williams and Wilkins, 2002. p. 401-457.
- BAZANT, Z.: Handbook of Materials Behavior Models, 1. kötet. Nonlinear Models and Properties. San Diego, CA: Academic Press, 2001.
- BEAUPIED, H., DUPUIS, A., ARLETTAZ, A., BRUNET-IMBAULT, B., BONNET, N., JAFFRÉ, C., BENHAMOU, C. L. és COURTEIX, D.: The mode of bone conservation does not affect the architecture and the tensile properties of rat femurs. In: *Bio-Medical Materials and Engineering*, 2006., 16. évf. 4. sz., p. 253-259.
- BENEDICT, M. R., AYERS, D. C., CALORE, J. D. és REICHMAN, R. A.: Differential distribution of insulin like growth factors and their binding proteins within the bone: Relationship to bone mineral density. In: *Journal of Bone and Mineral Research*, 1994., 9. évf. 11. sz., p. 1803-1812.
- BIEWENER, A. A. és TAYLOR, C. R.: Bone strain: A determinant of gait and speed? In: *Journal of Experimental Biology*, 1986., 123. sz., p. 383-400.
- BIEWENER, A. A. és BERTRAM, J. E. A.: Bone curvature sacrificing strength for load predictability? In: *Journal of Theoretical Biology*, 1988., 131. évf. 1. sz., p. 75-92.
- BIGLEY, R. F.: Volume effects on fatigue life of equine cortical bone. In: *Journal of Biomechanics*, 2007., 40. évf. 16. sz., p. 3548-3554.
- BIGOT, G., BOUZIDI, A., RUMELHART, C. és MARTIN-ROSETT, C.: Evolution during growth of the mechanical properties of the cortical bone in equine cannon-bones. In: *Medical Engineering and Physics*, 1996., XVIII. évf. 1. sz., p. 79-87.
- BONNICK, S. L. és LEWIS, L. A.: Bone Densitometry for Technologists. 2. kiadás. New York, NY: Humana Press, 2006.
- BONNICK, S. L.: Current Clinical Practice: Bone densitometry in Clinical Practice. 3. kiadás. New York, NY: Humana Press, 2010.
- BUCKINGHAM, S. H. W. és JEFFCOTT, L. B: Osteopenic effect of forelimb immobilization in horses. In: *The Veterinary Record*, 1991., 128. évf. 16. sz., p. 370-373.

- BURR, D. B.: The contribution of the organic matrix to bone's material properties. In: *Bone: Official Journal of the International Bone and Mineral Society*, 2002., 31. évf. 1. sz., p. 8-11.
- BURSTEIN, A. H., ZIKA, J. M., HEIPLE, K. G. és KLEIN, L.: Contribution of collagen and mineral to the elastic-plastic properties of bone. In: *Journal of Bone and Joint Surgery*, 1975., 57. évf., p. 956-961.
- CARSTANJEN, B., DUBOEUF, F., DETILLEUX, J. és LEPAGE, O. M.: Equine third metacarpal bone assessment by quantitative ultrasound and dual energy x-ray absorptiometry: an ex vivo study. In: *Journal of Veterinary Medicine. A.*, 2003., 50. évf. 1. sz., p. 42-47.
- CARTER, D. R.: New approaches for interpreting projected bone densitometry data. In: *Journal of Bone and Mineral Research*, 1992, 7. évf. 2. sz., p. 137-145.
- CORNELISSEN, B. P., VAN WEEREN, P. R., EDERVEEN, A. G. és BARNEVELD, A.: Influence of exercise on bone mineral density of immature cortical and trabecular bone of the equine metacarpus and proximal sesamoid bone. In: *Equine Veterinary Journal. Supplement*, 1999., 31. sz., p. 79-85.
- DAVIES, H. M.: *Ex vivo* calibration and validation of *in vivo* equine bone strain measures. In: *Equine Veterinary Journal*, 2009., 41. évf. 3. sz., p. 225-228.
- DELMAS, P. D., LI, Z. és COOPER, C.: Relationship between changes in bone mineral density and fracture risk reduction with antiresorptive drugs: some issues with meta-analysis. In: *Journal of Bone and Mineral Research*, 2004., 19. évf. 2. sz., p. 330-337.
- DENNY, H. R.: *Treatment of Equine Fractures*. Great Britain: Wiley, 1989.
- DONABEDIAN, M., DELGUSTE, C., PERONA, G., LEBECQUE, C., DUBOEUF, F., LEPAGA, O. és MARTIN-ROSETT, W.: Third metacarpal bone mineral density assessment in the standing horse by dual energy x-ray absorptimetry. In: *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology*, 2005., 18. évf. 1. sz., p. 26-30.
- DZIERŻECKA, M. és CHARUTA, A.: Bone mineral density and bone mineral content of the bilateral first phalanges of the thoracic limbs in horses. In: *Polish Journal of Veterinary Sciences*, 2012., 15. évf. 1. sz., p. 159-161.
- EL SHORAF, W. M., FEASTER, J. P. és OTT, E. A.: Horse metacarpal bone: age, ash content, cortical area and failure stress interrelationships. In: *Journal of Animal Science*, 1979., 49. évf. 4. sz., p. 979- 982.
- ELLIS, D. R., SIMPSON, D. J., GREENWOOD, R. E. és CROWHURST, J. S.: Observations and management of fractures of the proximal phalanx on young thoroughbreds. In: *Equine Veterinary Journal*, 1987., 19. évf. 1. sz., p. 43-49.

- ELLIS, D. R.: Some observations on condylar fractures of the third metacarpus and third metatarsus in young thoroughbreds. In: *Equine Veterinary Journal*, 1994., 26. évf. 3. sz., p. 178-183.
- FELSENBERG, D. és BOONEN, S.: The bone strength and their interrelationship, and implications for osteoporosis management. In: *Clinical Therapeutics*, 2005., 27. évf. 1. sz., p. 1-11.
- FERGUSON, G. J.: Femoral fractures in the newborn calf: biomechanics and etiological considerations for practitioners. In: *Canadian Veterinary Journal* 1994., 35. évf., p. 626-630.
- FIRTH, E. C., VAN WEEREN P. R., PFEIFFER, D. U., DELAHUNT, J. és BARNEVELD, A.: Effect of age, exercise and growth rate on bone mineral density (BMD) in third carpal bone and distal radius of Dutch Warmblood foals with osteochondrosis. In: *Equine Veterinary Journal. Supplement*, 1999a, 31. évf., p. 74-78.
- FIRTH, E. C., DELAHUNT, J., WICHTEL, J. W., BIRCH, H. L. és GOODSHIP, A. E.: Galloping exercise inducing regional changes in bone density within the third and radial carpal bones of Thoroughbred racehorses. In: *Equine Veterinary Journal*, 1999b, 31. évf. 2. sz., p. 111-115.
- FIRTH, E. C., GOODSHIP, A. E., DELAHUNT, J. és SMITH, T.: Osteoinductive response in the dorsal aspect of the carpus of young thoroughbreds in training occurs within months. In: *Equine Veterinary Journal. Supplement*, 1999c, 30. évf., p. 552-554.
- GE Healthcare, Medcyclopaedia: Physics, Techniques and Procedures, Bone mineral densitometry. URL: [http://www.medcyclopaedia.com/library/topics/volume\\_i/b/bone\\_mineral\\_densitometry.aspx](http://www.medcyclopaedia.com/library/topics/volume_i/b/bone_mineral_densitometry.aspx).
- GENANT, H. K., GRAMPP, S., GLÜER, C. C., FAULKNER, K. G., JERGAS, M., ENGELKE, K., HAGIWARA, S. és VAN KUJIK, C.: Universal standardization for dual x-ray absorptiometry: patient and phantom cross-calibration results. In: *Journal of Bone Miner Research*, 1994., 9. évf. 10. sz., p. 503-1514.
- GENANT, H. K., ENGELKE, K., FUERST, T., GLÜER, C. C., GRAMPP, S., HARRIS, S. T., JERGAS, M., LANG, T., LU, Y., MAJUMDAR, S., MATHUR, A. és TAKADA, M.: Noninvasive assessment of bone mineral and structure: state of the art. In: *Journal of Bone Mineral Research*, 1996., 11. évf. 6. sz., p. 707-730.
- GIBSON, V. A., STOVER, S. M., MARTIN, R. B., GIBELING, J. C., WILLITS, N. H., GUSTAFSON, M. B. és GRIFFIN, L. V.: Fatigue behavior of the equine third metacarpus: mechanical property analysis. *Journal of Orthopedic Research*, 1995., 13. évf. p. 861-868.

- GIBSON, V. A., STOVER, S. M., GIBELING, J. C., HAZELWOOD, S. J. és MARTIN, R. B.: Osteonal effects on elastic modulus and fatigue life in equine bone. In: *Journal of Biomechanics*, 2006., 39. évf. 2. sz., p. 217-225.
- GOODSHIP, A. E. és SMITH R. K.: Skeletal physiology: Responsive to exercise and training. In: *Equine Sports Medicine and Surgery*. 1. kiadás. Szerk. K. W. HINCHCLIFF, A. J. KANEPS és R. J. GEOR. Philadelphia, PA: Saunders, 2004. p 111-129.
- GRAHAM, P. M., OTT, E. A., BRENDEMUHL, J. H és TENBROECK, S. H.: The effect of supplemental lysine and threonine on growth and development of yearling horses. In: *Journal of Animal Science*, 1994., 72. évf. 2. sz., p. 380-386.
- GRIER, S. J., TURNER A. S. és ALVIS M. R.: The use of Dual-energy x-ray absorptiometry in animals. In: *Investigative Radiology – A Journal of Clinical and Laboratory Research*, 1996., 31. évf. 1. sz., p. 50-62.
- GRIFFIN, M. G., KIMBLE, R., HOPFER, W. és PACIFICI, R.: Dual-energy x-ray absorptiometry of the rat: Accuracy, precision, and measurement of bone loss. In: *Journal of Bone Mineral Research*, 1993., 8. évf. 7. sz., p. 795-800.
- HANSON, P. D. és MARKEL, M. D.: Bone mineral density measurement of equine long bones by dual energy x-ray absorptiometry (DXA). Absztrakt. In: *Veterinary Surgery*, 1995., 22. évf., p. 402.
- HILLER, L. P., STOVER, S. M., GIBSON, V. A., GIBELING, J. C., PRATER, C. S., HAZELWOOD, S. J., YEH, O. C. és MARTIN, R. B.: Osteon pullout in the equine third metacarpal bone: Effects of ex vivo fatigue. In: *Journal of Orthopedic Research*, 2003., 21. évf. 3. sz., p. 481-488.
- HINCHCLIFF, K. W., A. J. KANEPS és R. J. GEOR: Musculoskeletal system. In: *Equine Sports Medicine and Surgery*. China: Elsevier, 2004. p. 111-129.
- HORVÁTH, CS.: A csontok és a csontanyagcsere vizsgálata. In: *Metabolikus csontbetegségek*. Szerk.: LAKATOS P. és TAKÁCS I. Budapest: Medintel Kiadó, 2006. p. 69-82.
- IJIRI, K., JEE, W. S., MA, Y. F. és YUAN, Z.: et al.: Remobilization partially restored the bone mass in the non-growing cancellous bone site following long term immobilization. In: *Bone. Supplement*, 1995., 17. évf. 4. sz., p. 213S-217S.
- JANES, G. C., COLLOPY, D. M., PRICE, R. és SIKORSKI, J. M.: Bone density after rigid plate fixation of tibial fractures: A dual energy x-ray absorptiometry study. In: *Journal of Bone and Joint Surgery, British Volume*, 1993., 75. évf. 6. sz., p. 914-917.
- JEFFCOTT, L. B., McCARTNEY, R. N. és SPEIRS, V. C.: Single photon absorptiometry for the measurement of bone mineral content in horses. In: *The Veterinary Record*, 1986., 118. évf. 18. sz., p. 499-505.

- JEFFCOTT, L. B., BUCKINGHAM, S. H., McCARTHY, R. N., CLEELAND, J. C., SCOTTI, E. és McCARTNEY, R. N.: Non-invasive measurement of bone: A review of clinical and research applications in the horse. In: *Equine Veterinary Journal. Supplement*, 1988. szeptember, 6. sz., p. 71-79.
- JOHNSON, B. J., ARDANS, A. A. és DAFT, B. M.: California racehorse postmortem programme: A 4-year overview. In: *Proceedings of the 40<sup>th</sup> Annual Convention of the American Association of Equine Practitioners*, Vancouver, British Columbia, 1994. december 4-7. p. 167-169.
- JÓZSA LÁSZLÓ DR: Az osteoporózis előfordulása térben és időben. Osteológiai közlemények 2007. 2. sz., p. 75.
- KAASTAD, T. S., HUISKES, R., REIKERAS, O. és NORDSLETTEN, L.: Effects of hormonal conditions and drugs on both muscle and bone strength can be assessed in a single rat test. In: *Bone*, 2000., 26. évf. 4. sz., p. 355-360.
- KANIS, J. A., DELMAS, P., BRUCKHARDT, P., COOPER, C. és TORGERSON, D.: Guidelines for diagnosis and management of osteoporosis. The European Foundation for Osteoporosis and Bone Disease. In: *Osteoporosis International*, 1997., 7. évf. 4. sz., p. 390-406.
- KARAHAN, O. I., KINCAID, S. A., LAUTEN, S. D. és WRIGHT, J. C.: In vivo whole body and appendicular bone mineral density in rats: a dual energy X-ray absorptiometry study. In: *Comparative medicine*, 2002., 52. évf. 2. sz., p. 143-151.
- KAZARIAN, L. E. és VON GIERKE, H. E.: Bone loss as a result of immobilization and chelation. Preliminary results in *Macaca mulatta*. In: *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 1969. július-augusztus, 65. évf., p. 67-75.
- LAI, Y. M., QIN, L., HUNG, V. W. és CHAN, K. M.: Regional differences in cortical bone mineral density in the weight-bearing long bone shaft: A pQCT study. In: *Bone*, 2005., 36. évf. 3. sz., p. 465-471.
- LAWRENCE, L. A. és OTT, E. A.: The use of non-invasive techniques to predict bone mineral content and strength in the horse. In: *Proceedings of the 9th Equine Nutrition and Physiology Symposium*, 1985. p. 100-116.
- LAWRENCE, L. A.: Effects of exercise and training on skeletal development in horses. In: *Advances in Equine Nutrition*. Szerk.: J. D. PAGAN. 3. kiadás. Nottingham: Nottingham University Press, 2005. p. 219-226.
- LENCSÉS GY., SZALAY I., BARTA I., LENNERT L.: Különböző típusú pulykák csontszilárdságának összehasonlító vizsgálata. *Baromfitudomány* 2002. 5. évf., p. 62-67.
- LES, C. M., STOVER, S. M., KEYAK, J. H., TAYLOR, K. T. és WILLITS, N. H.: The distribution of material properties in the equine third metacarpal bone serves to



- enhance sagittal bending. In: *Journal of Biomechanics*, 1997., 30. évf. 4. sz., p. 355-361.
- LEWIS, C. W., WILLIAMSON, A. K., CHEN, A. C., BAE, W. C., TEMPLE, M. M., WONG, W. V., NUGENT, G. E., JAMES, S. P., WHEELER, D. L., SAH, R. L. és KAWCAK, C. E.: Evaluation of subchondral bone mineral density associated with articular cartilage structure and integrity in healthy equine joints with different functional demands. In: *American Journal of Veterinary Research*, 2005., 66. évf. 10. sz., p. 1823-1829.
- LO, G. H., ZHANG, Y., MCLENNAN, C., NIU, J., KIEL, D. P., MCLEAN, R. R., ALIABADI, P., FELSON, D. T. és HUNTER, D. J.: The ratio of medial to lateral tibial plateau bone mineral density and compartment-specific tibiofemoral osteoarthritis. In: *Osteoarthritis and Cartilage*, 2006. 14. évf. 10. sz., p. 984-990.
- MALIK, C. L., STOVER, S. M., MARTIN, R. B. és GIBELING, R. B.: Equine cortical bone exhibits rising R-curve fracture mechanics. In: *Journal of Biomechanics*, 2003., 36. évf. 2. sz., p. 191-198.
- MARTIN, R. B., LAU, S. T., MATHEWS, P. V., GIBSON, V. A. és STOVER, S. M.: Collagen fiber organization is related to mechanical properties and remodeling in equine bone. A comparison of two methods. *Journal of Biomechanics*, 1996. 29. évf. 12. sz., p. 1515-1521.
- MAZESS, R. B., TREMPER, J. A., BISEK, J. P., HANSON, J. A. és HANS, D.: Calibration of dual energy x-ray absorptiometry for bone density. In: *Journal of Bone Mineral Research*, 1991., 6. évf. 8. sz., p. 799-806.
- McCLURE, S. R., GLICKMAN, L. T., GLICKMAN, N. W. és WEAVER, C. M.: Evaluation of dual energy x-ray absorptiometry for in situ measurement of bone mineral density of equine metacarpal. In: *American Journal of Veterinary Research*, 2001., 62. évf. 5. sz., p. 752-756.
- McGAVIN, M. D. és ZACHARY, F. J.: *Pathologic Basis of Veterinary Disease*. St. Louis, MO: Mosby, 2007.
- MEAKIM, D. W., OTT, E. A., ASQUITH, R. L. és FEASTER, J. P.: Estimation of mineral content of the equine third metacarpal by radiographic photometry. In: *Journal of Animal Science*, 1981., 53. évf., p. 1019-1026.
- MEUNIER, P. J.: *Osteoporosis: Diagnosis and Management*. London: Martin Dunitz, 1997.
- MITCHELL, A. D., SCHOLZ, A. M. és PURSEL, V. G.: Total body and regional measurements of bone mineral content and bone mineral density in pigs by dual energy X-ray absorptiometry. In: *Journal of Animal Science*, 2001., 79. évf. 10. sz., p. 2594-2604.

- NEWMAN, E., TURNER, A. S. és WARK, J. D.: The potential of sheep for the study of osteopenia: Current status and comparison with other animal models. In: *Bone Supplement*, 1995., 16. évf. 4. sz., p. S277- S284.
- NIXON, A. J.: Phalanges and the metacarpophalangeal and metatarsophalangeal joints. In: *Equine Surgery*. 4. kiadás. Szerk.: AUER, J. A. és STICK, J. A. St. Louis: Saunders Elsevier, 2012. p. 1300-1325.
- NORRDIN, R. W. , KAWCAK, C. E., CAPWELL, B. A. and McILWRAITH C. W.: Calcified cartilage morphometry and its relation to subchondral bone remodeling in equine arthrosis. In: *Bone*, 1999., 24. évf. 2. sz., p. 109-114.
- NUNAMAKER, D. M., BUTTERWECK, D. M. és PROVOST, M. T.: Fatigue fractures in thoroughbred racehorses: relationships with age, peak bone strain, and training. In: *Journal of Orthopaedic Research*, 1990., 8. évf. 4. sz., p. 604-611.
- O'SULLIVAN, B. és LUMSDEN, J.: Stress fractures of the tibia and humerus in Thoroughbred racehorses: 99 cases (1992–2000). In: *Journal of the American Veterinary Medical Association*, 2003., 222. évf. 4. sz., p. 491-498.
- PARKIN, T. D., CLEGG, P. D., FRENCH, P. D., PROUDMAN, C. J., RIGGS, C. M., SINGER, E. R., WEBBON, P. M. és MORGAN, K. L.: Risk of fatal distal limb fractures among thoroughbreds involved in the five types of racing in the United Kingdom. In: *Veterinary Record*, 2004., 154. évf. 16. sz., p. 493-497.
- PARKIN, T. D., CLEGG, P. D., FRENCH, P. D., PROUDMAN, C. J., RIGGS, C. M., SINGER, E. R., WEBBON, P. M. és MORGAN, K. L.: Catastrophic fracture of the lateral condyle of the third metacarpus/metatarsus in UK racehorses: Fracture descriptions and pre-existing pathology. In: *The Veterinary Journal*, 2006., 171. évf. 1. sz., p. 157-165.
- PIOTROWSKI, SULLIVAN, G., M. és COLAHAN, P. T.: Geometric properties of equine metacarpi. In: *Journal of Biomechanics*, 1983., 16. évf. 2. sz., p. 129-139.
- RAMZAN, P. H. L. és PALMER, L.: Musculoskeletal injuries in Thoroughbred racehorses: A study of three large training yards in Newmarket, UK (2005-2007). In: *Veterinary Journal*, 2010., 187. évf. 3. sz., p. 325-329.
- REICHMANN, P., MOURE, A. és GAMBIA, H. R.: Bone mineral content of the third metacarpal bone in quarter horse foals from birth to one year of age. In: *Journal of Equine Veterinary Science*, 2004., 24. évf. 9. sz., p. 391-396.
- RICK, M. C., O'BRIEN, T. R., POOL, R. R. és MEAGHER, D.: Condylar fractures of the third metacarpal bone and third metatarsal bone in 75 horses: Radiographic features, treatments, and outcome. In: *Journal of the American Veterinary Medical Association*, 1983., 183. évf., p. 287-296.

- RIGGS, C. M., VAUGHAN, L. C., EVANS, G. P., LANYON, L. E. és BOYDE, A.: Mechanical implications of collagen fibre orientation in cortical bone of the equine radius. In: *Anatomy and Embryology*, 1993., 187. évf. 3. sz., p. 239-248.
- RIGGS, C. M., WHITEHOUSE, G. H. és BOYDE, A.: Pathology of the distal condyles of the third metacarpal and third metatarsal bones of the horse. In: *Equine Veterinary Journal*, 1999., 31. évf. 2. sz., p. 140-148.
- RIGGS, C. M.: Fractures: A preventable hazard of racing thoroughbreds? In: *Veterinary Journal*, 2002., 163. évf. 1. sz., p. 19-29.
- ROBINSON, I és CLIVE, R.: *Clinicopathological Principles for Veterinary Medicine*. Cambridge: Cambridge University Press, 1988.
- ROONEY, J. R.: *Biomechanics of Lameness in Horses*. Baltimore: Williams and Wilkins, 1969.
- ROSS, M. W. és DYSON, S. J.: *Diagnosis and Management of Lameness in the Horse*. St. Louis: Elsevier-Saunders, 2003.
- ROZENBERG, S., VANDROMME, J., NEVE, J., AGUILERA, A., MUREGANCURO, A., PERETZ, A., KINTHAERT, J. és HAM, H.: et al.: Precision and accuracy of in vivo bone mineral measurement in rats using dual-energy x-ray absorptiometry. In: *Osteoporosis International*, 1995., 5. évf. 1. sz., p. 47-53.
- RUGGLES, A. J.: The proximal and middle phalanges and proximal interphalangeal joint. In: *Diagnosis and Management of Lameness in the Horse*. 1. kiadás. Szerk.: S. J. DYSON és M. W. ROSS. St. Louis: Elsevier, 2003. p. 343-344.
- SAWYER, A. J., BACHRACH, L. K. és FUNG, E. B. (szerk.): *Bone Densitometry in Growing Patients: Guidelines for Clinical Practice*. New York, NY: Humana Press, 2007.
- SCHNEIDER, S., BREIT, S. M., GRAMPP, S., KÜNZEL, W. W., LIESEGANG, A., MAYHOFER, E. és ZENTEK, J.: Comparative assessment of bone mineral measurements obtained by use of dual-energy x-ray absorptiometry, and chemical-physical analyses in femurs of juvenile and adult dogs. In: *American Journal of Veterinary Research*, 2004., 65. évf. 7. sz., p. 891-900.
- SCHREIWEIS, M. A., ORBAN, J. I., LEDUR, M. C., MOODY, D. E. és HESTER, P. Y.: Validation of dual-energy X-ray absorptiometry in live leghorns. In: *Poultry Science*, 2005., 84. évf. 1. sz., p. 91-99.
- SCHRYVER, H. F.: Bending properties of cortical bone of the horse. In: *American Journal of Veterinary Research*, 1978., 39. évf. 1. sz., p. 25-28.
- SELTZER, K. L., STOVER, S. M., TAYLOR, K. T. és WILLITS, N. H.: The effect of whole diameter on the torsional mechanical properties of the equine third metacarpal bone. In: *Veterinary Surgery*, 1996., 25. évf. 5. sz., p. 371-375.

- SHELTON, D. R., GIBELING, J. C., Martin, R. B. és STOVER, S. M.: Fatigue crack growth rates in equine cortical bone. In: *American Society of Biomechanics*, 2000., 24. évf., p. 247-248.
- SHERMAN, K. M., MILLER, G. J., WRONSKI, T. J., COLAHAN, P. T., BROWN, M. és WILSON, W.: et al.: The effect of training on equine metacarpal bone breaking strength. In: *Equine Veterinary Journal*, 1995., 27. évf. 2. sz., p. 135-139.
- SJAASTAD, O. V., SAND, O. és HOVE, K.: *Physiology of Domestic Animals*. Oslo: Scandinavian Veterinary Press, 2003.
- SMITH, H.: Comparison of fracture incidence, type and the associated pain between working equids in Egypt and horses in a UK based referral hospital. In: *Taws Overseas Travel Grant Project Report*, 2010. p. 1-17.
- SORRENSON, J. A.: Effects of nonmineral tissues on measurement of bone mineral content by dual-photon absorptiometry. In: *Medical Physics*, 1990., 17. évf. 5. sz., p. 905-912.
- STASHAK, T. S.: Fractures of the proximal phalanx. In: *Adam's Lameness in Horses*. 5. kiadás. Szerk.: T. S. STASHAK. Philadelphia, PA: Lippincott Williams and Wilkins, 2002. p 755-764.
- STERHEIM, M. M. és KANE J. W.: *General Physics*. 2. kiadás. New York, NY: John Wiley & Sons, 1991.
- STEVENSON, J. C. és MARSH M. S.: *An Atlas of Osteoporosis*. 3. kiadás. London: CRC Press, 2007. (Informa Healthcare)
- STOVER, S. M.: The epidemiology of Thoroughbred racehorse injuries. In: *Clinical Techniques in Equine Practice*, 2003., 2. évf. sz., p. 312-322.
- TÓTH, P., HORVÁTH, CS., FERENCZ, V., NAGY, K., GLIGOR, N., SZENCI, O. és BODÓ, G.: Assessment of the mineral density and mineral content of the equine third metacarpal and first phalanx bone by dual energy x-ray absorptiometry. In: *Acta Veterinaria Hungarica*, 2010., 58. évf. 3. sz., p. 317-329.
- TURNER, A. S.: Fractures of specific bones. In: *Equine Medicine and Surgery*. Szerk.: R. A. MANSMANN és E. S. McALLISTER. Santa Barbara: American Veterinary Publications, 1982. p. 1011.
- TURNER, A. S., NORRDIN, R. W., GAARDE, S., CONNALLY, H. E. és THRALL, M. A.: Bone mineral density in feline mucopolysaccharidosis VI measured using dual energy x-ray absorptiometry. In: *Calcified Tissue International*, 1995a, 57. évf. 3. sz., p. 191-195.
- TURNER, A. S., MALLINCKRODT, C. H., ALVIS, M. R. és BRYANT, H. U.: Dose-response effects of estradiol on bone mineral density in ovariectomized ewes. In: *Bone Supplement*, 1995b, 17. évf. 4. sz., p. 421S-427S.

- TURNER, A. S., MALLINCKRODT, C. H., ALVIS, M. R. és BRYANT, H. U.: Dual-energy X-ray absorptiometry in sheep: experiences with in vivo and ex vivo studies. In: *Bone Supplement*, 1995c, 17. évf. 4. sz., p. 381S-387S.
- US Congress of Technology Assessment: Effectiveness and costs of osteoporosis screening and hormone replacement therapy. 2. kötet. Evidence on benefits, risks and costs. Washington, DC: US Government Printing Office, 1995. augusztus, OTA-BP-H-144.
- VAN HARREVELD, P. D., LILLICH, J. D., KAWCAK, C. E., TURNER, A. S. és NORRDIN, R. W.: Clinical evaluation of the effects of immobilization followed by remobilization on mineral density, histomorphometric features, and formation of the bones of the metacarpophalangeal joint in horses. In: *American Journal of Veterinary Research*, 2002., 63. évf. 2. sz., p. 276-281.
- VAUGHAN, L. C. és MASON, B. M. E.: A clinico-pathological study of racing accidents in horses: A report of a study on equine fatal accidents on racecourses. London: Horserace Betting Levy Board, 1975.
- VINCENTELLI, R. és EVANS, F. G.: Relations among mechanical properties, collagen fibers, and calcification in adult human cortical bone. In: *Journal of Biomechanics*, 1971., 4. évf. 3. sz., p. 193-201.
- WALKER, J. E., LEWIS, C. W., MACLEAY, J. M., KAWCAK, C. E. és WHEELER, D. L.: Assessment of subchondral bone mineral density in equine metacarpophalangeal and stifle joints. In: *Biomedical Sciences Instrumentation*, 2004., 40. évf., p. 272-276.
- WANG, X., BANK, R. A., TEKOPPELE, J. M. és AGRAWAL, C. M.: The role of collagen in determining bone mechanical properties. In: *Journal of Orthopaedic Research*, 2001., 19. évf. 6. sz., pp. 1021-1026.
- WANG, X. és PURAM S.: The toughness of cortical bone and its relationship with age. In: *Annals of Biomedical Engineering*, 2004., 32. évf. 1. sz., p. 123-135..
- WATSON, K., STITSON, D. J. és DAVIES, H. M. S.: Third metacarpal bone length and skeletal asymmetry in the Thoroughbred racehorse. In: *Equine Veterinary Journal*, 2003., 35. évf. 7. sz., p. 712-714.
- WEISSMAN, B. N.: Osteoporosis: Radiologic and nuclear medicine procedures. In: *Public Health Reports. Supplement*, 1987., 102. évf. 4. sz., p. 127-131.
- WHAN, G., RUNCIMAN, R. J. és HURTIG, M.: Determining effective centroid position in biomechanical testing, a technique for simplifying whole bone analysis. In: *Journal of Biomechanical Engineering*, 2005., 127. évf. 5. sz., p. 736-741.
- YAMAUCHI, H., KUSHIDA, K., YAMAZAKI, K. és INOUE, T.: Assessment of spine bone mineral density in ovariectomized rats using DXA. In: *Journal of Bone and Mineral Research*, 1995., 10. évf. 7. sz., p. 1033-1039.

ZEKAS, L. J., BRAMLAGE, L. R., EMBERTSON, R. M. és HANCE, S. R.: Results of treatment of 145 fractures of the third metacarpal/metatarsal condyles in 135 horses (1986-1994). In: *Equine Veterinary Journal*, 1999., 31. évf. 4. sz., p. 309-313.

## 10. A doktori kutatás eredményeinek közlései

### Lektorált, impakt faktorraal bíró tudományos folyóiratban megjelent/elfogadott publikációk

**Tóth P.**, Horváth Cs., Ferencz V., Szenci O., Bodó G.: A kettős energiájú röntgenfoton-abszorpciometria (DXA) alkalmazása az állatgyógyászatban. Magy. Áo. Lapja 2011. szeptember 562- 569. **IF: 0,201**

**Tóth P.**, Horváth Cs., Ferencz V., Nagy K., Gligor N., Szenci O., Bodó G.: Assessment of the mineral density and mineral content of the equine third metacarpal and first phalanx bone by dual energy x-ray absorptiometry. Acta Vet. Hung. 2010. 58. 317-329. **IF: 1,268**

**P. Tóth**, C. Horváth, V. Ferencz, B. Tóth, A. Váradi, O. Szenci, G. Bodó: Bone mineral density (BMD) and computer tomographic measurements of the equine proximal phalanx in correlation with breaking strength. Pol. J. Vet. Sci. 2013. 16. 3-8. **IF: 0,565**

**P. Tóth**, G. Hinton, C. Horváth, V. Ferencz, B. Tóth, O. Szenci, G. Bodó: Bone mineral density and computer tomographic measurements in correlation with failure strength of the equine metacarpal bones. Acta Vet. Brno. Submitted

### Konferencia prezentációk

**Tóth P.**, Ferencz V., Végh Zs., Szenci O., Borbás L., Kiss R., Bodó G., Horváth Cs.: Lovak hármás metacarpalis- és csüdcsontjainak *ex vivo* törésvizsgálata. Ca és Csont. 2009. 12. (2) 74.

**Tóth P.**, Ferencz V., Vandrus B., Mészáros Sz., Szenci O., Bodó G., Horváth Cs.: Lovak hármás metacarpalis- és csüdcsontjainak *ex vivo* törésvizsgálata. Ca és Csont. 2010. 13. (1) 30-31.

**Tóth P.**, Bodó G.: A csontsűrűség vizsgálata kettős energiájú röntgenfoton abszorpciometria (DEXA) módszerrel a ló metacarpalis csontjain 2008. január MTA Állatorvos-Tudományi Bizottsága, Akadémiai beszámoló (előadás és absztrakt)

**Tóth P.**, Horváth Cs., Ferencz V., Bodó G.: A csontsűrűség vizsgálata kettős energiájú röntgenfoton abszorpciometria (DEXA) módszerrel a ló metacarpalis és csüdcsontjain IX. Magyar Osteológiai Kongresszus. 2008. május 21-24., Balatonfüred (előadás és absztrakt)

**Tóth P.**, Horváth Cs., Ferencz V., Nagy K., Gligor N., Bodó G.: A csontsűrűség vizsgálata kettős energiájú röntgenfoton abszorpciometria (DEXA) módszerrel a ló metacarpalis és csüdcsontjain A Magyar Lógyógyász Állatorvosok Egyesületének Országos Konferenciája 2008. Hortobágy (előadás és absztrakt)

**Tóth P.**, Horváth Cs., Ferencz V., Nagy K., Gligor N., Szenci O., Bodó G.: A csontsűrűség vizsgálata kettős energiájú röntgenfoton abszorpciometria (DEXA) módszerrel a ló metacarpalis és csüdcsontjain 2009. január MTA Állatorvos-Tudományi Bizottsága, Akadémiai beszámoló (előadás és absztrakt)

**Tóth P.**, Ferencz V., Végh Zs., Szenci O., Borbás L., Kiss R., Bodó G., Horváth Cs.: Lovak hármass metacarpalis- és csüdcsontjainak *ex vivo* törésvizsgálata. X. Magyar Osteológiai Kongresszus. 2009. május 20-23., Balatonfüred (előadás és absztrakt)

**Tóth P.**, Ferencz V., Vandrus B., Mészáros Sz., Szenci O., Bodó G., Horváth Cs.: Lovak hármass metacarpalis- és csüdcsontjainak *ex vivo* törésvizsgálata. XI. Magyar Osteológiai Kongresszus. 2010. május 19-22., Balatonfüred (előadás és absztrakt)



## 11. Köszönetnyilvánítás

Köszönettel tartozom témavezetőmnek, Dr. Bodó Gábornak, hogy támogatta a munka elkészülését.

Köszönöm a Szent István Egyetem Állatorvos-tudományi Kar, Üllői Nagyállatklinikája vezetőjének Prof. Szenci Ottónak, a klinika állatorvosainak és minden dolgozójának a segítségét.

Köszönöm a Semmelweis Egyetem I. sz. Belgyógyászati Klinikájának: Dr. Horváth Csaba tanár úrnak, Dr. Ferencz Viktória egyetemi tanársegédnek, Dr. Mészáros Szilvia egyetemi adjunktusnak; valamint az ODM labor asszisztenseinek: Arany Zoltánnénak, Gálné Szántó Erikának, Geréné Csordás Ildikónak és Csákvári Tímeának, hogy önzetlen segítségükkel támogattak.

Köszönöm Budapesti Műszaki Egyetem Biomechanikai Kutató Laboratóriumának: Dr. Kiss Ritának és Dr. Borbás Lajos tanár úrnak és a Kaposvári Onkoradiológiai Központ dolgozóinak: Dr. Petrási Zsoltnak és Dr. Donkó Tamásnak a munkáját.

Külön köszönettel tartozom Dr. Nagy Krisztinának és Dr. Tóth Balázsnak a statisztika területén nyújtott elengedhetetlen segítségükért.

Köszönettel tartozom a témában dolgozó volt szakdolgozatosaimnak és volt TDK hallgatóimnak is a munkában nyújtott segítségükért, akik ma már végzett állatorvosok: Dr. Gligor Noémi, Dr. Végh Zsófia, Dr. Jankó Kata, Dr. Grace Hinton és Dr. Váradi Anna.

Végül, de nem utolsósorban pedig szeretném megköszönni feleségemnek Edinának, szüleimnek, testvéreimnek és az egész családomnak, hogy kitartásukkal, folyamatos biztatásukkal és türelmükkel segítették a munka elkészültét.