A lumbalis lordosis eloszlásának értékelése új matematikai megközelítéssel és alkalmazása az ágyéki porckorongok degenerációjának vizsgálatára

Doktori értekezés

Sándor Zoltán

Semmelweis Egyetem
Patológiai tudományok Doktori Iskola

Témavezető: Dr. Dinya Elek, C.Sc., professor emeritus

Hivatalos bírálók: Dr. Girasek Edmond, Ph.D., egyetemi adjunktus
Dr. Kaposi Ambrus, Ph.D., egyetemi adjunktus

Szigorlati bizottság elnöke: Dr. Vásárhelyi Barna, MTA doktora, egyetemi tanár
Szigorlati bizottság tagjai: Dr. Maurovich-Horvat Pál, Ph.D., egyetemi docens
Dr. Lang Zsolt, Ph.D., tudományos főmunkatárs

Budapest
2020

TARTALOMJEGYZÉK

RÖVIDÍTÉSEK JEGYZÉKE 3
1. BEVEZETÉS 6
1.1. Az emberi gerinc bemutatása 8
1.1.1. A gerinc csigolyái és porckorongjai 8
1.1.2. A gerinc görbületei 15
1.1.3. A gerinc mozgásai 17
1.2. A lumbalis lordosis ismertetése 17
1.2.1. A lumbalis lordosis geometriai alakjának mérése 18
1.2.1.1. A Cobb-szög 18
1.2.1.2. Egyéb eljárások 23
1.2.2. A lumbalis lordosis általános jellemzése 35
1.3. A porckorong degeneráció mértékének meghatározása 36
1.4. Feltárt és tudományosan vizsgálandó hiányosságok 42
2. CÉLKITŰZÉSEK 44
3. MÓDSZEREK 45
3.1. Vizsgálati minta bemutatása 45
3.2. Statisztikai elemzések 45
3.2.1. A vizsgálati minta leíró statisztikai elemzése 45
3.2.2. Megbízhatósági elemzések 45
3.2.2.1. A saját fejlesztésű szoftver megbízhatósági elemzése 45
3.2.2.2. A porckorong degeneráció vizsgálat megbízhatósági elemzése 47
3.2.3. A morfológiai jellemzők leíró statisztikai elemzése 48
3.2.4. Korrelációszámítások 48
3.2.4.1. A morfológiai jellemzők közötti korrelációk 48

3.2.4.2. A morfológiai jellemzők és a porckorong degeneráció közötti korreláció....48
3.2.5. Kontroll csoporttal történő összehasonlítás....49
3.2.6. Diszkriminancia-analízis a degenerációs osztályok meghatározásához....50
4. EREDMÉNYEK....51
4.1. A lumbalis lordosis új matematikai értékelése....51
4.2. A lumbalis lordosis eloszlásának új jellemzése....54
4.3. A vizsgálati minta leíró statisztikai eredményei....56
4.4. A saját fejlesztésű *Spinalyze Software* ismertetése....57
4.5. Megbízhatósági elemzések eredményei....61
4.5.1. A *Spinalyze Software* megbízhatósági elemzésének eredményei....61
4.5.2. A porckorong degeneráció vizsgálat megbízhatósági elemzésének eredményei....64
4.6. A morfológiai jellemzők leíró statisztikai eredményei....65
4.7. Korrelációszámítások eredményei....67
4.7.1. A morfológiai jellemzők közötti korrelációk eredményei....67
4.7.2. A morfológiai jellemzők és a porckorong degeneráció közötti korreláció eredményei....69
4.8. Kontroll csoporttal történő összehasonlítás eredményei....72
4.9. Diszkriminancia-analízis eredményei....74
5. MEGBESZÉLÉS....80
6. KÖVETKEZTETÉSEK....89
7. ÖSSZEFOGLALÁS....91
8. SUMMARY....92
9. IRODALOMJEGYZÉK....93
10. SAJÁT PUBLIKÁCIÓK JEGYZÉKE....121
11. KÖSZÖNETNYILVÁNÍTÁS....122

RÖVIDÍTÉSEK JEGYZÉKE

°	Fok szögmérték
ρ	Ró-szög
A_1, A_2, A_3, A_4, A_5, A_6	Kiterjedési százalékok
BMI = Body Mass Index	Testtömegindex
CAD = Computer-Aided Design	Számítógéppel segített tervezés
CI = Confidence Interval	Konfidenciaintervallum
cm	Centiméter
d	Cohen-féle érték
ELEF	Európai lakossági egészségfelmérés
FSE = Fast Spin Echo	FSE típusú gyors szekvencia MRI felvételeknél
G1	Pfirrmann-féle skála 1. kategóriája
G2	Pfirrmann-féle skála 2. kategóriája
G3	Pfirrmann-féle skála 3. kategóriája
G4	Pfirrmann-féle skála 4. kategóriája
G5	Pfirrmann-féle skála 5. kategóriája
HTML5 = HyperText Markup Language 5	5. generációs hiperszöveges jelölőnyelv
IBM = International Business Machines	IBM multinacionális informatikai cég
ICC = Intraclass Correlation Coefficient	Osztályon belüli korrelációs együttható
K	Kitérési százalék
kg	Kilogramm
KSH	Központi Statisztikai Hivatal
L1 csigolya	1. ágyéki csigolya
L1-L2 porckorong	L1 és L2 csigolyák közötti porckorong
L2 csigolya	2. ágyéki csigolya
L2-L3 porckorong	L2 és L3 csigolyák közötti porckorong

L3 csigolya	3. ágyéki csigolya
L3-L4 porckorong	L3 és L4 csigolyák közötti porckorong
L4 csigolya	4. ágyéki csigolya
L4-L5 porckorong	L4 és L5 csigolyák közötti porckorong
L5 csigolya	5. ágyéki csigolya
L5-S1 porckorong	L5 és S1 csigolyák közötti porckorong
$L_i(x)$	Lagrange-féle alappolinomok
Lumbalis lordosis	A gerinc ágyéki szakaszának görbülete
m	Méter
MRI = Magnetic Resonance Imaging	Mágnesesrezonancia-képalkotás
N	Esetszám
p	Valószínűség értéke
p(x)	Interpolációs polinom
P_0	T12 csigolya lemért középpontja
P_1	L1 csigolya lemért középpontja
P_2	L2 csigolya lemért középpontja
P_3	L3 csigolya lemért középpontja
P_4	L4 csigolya lemért középpontja
P_5	L5 csigolya lemért középpontja
P_6	S1 csigolya felső zárólemezének lemért felezőpontja
Q25	25%-os kvantilis
Q75	75%-os kvantilis
r	Pearson-féle együttható
r_ϱ	Spearman-féle együttható
S	Az interpolációs polinom lokális maximum pontja
S1 csigolya	1. keresztcsonti csigolya
SE = Standard Error	Standard hiba

SPSS = Statistical Package for the Social Science	SPSS statisztikai szoftvercsomag
SRD-módszer	Sándor-Ráthonyi-Dinya módszer
T2	T2 típusú relaxáció MRI felvételeknél
Th12 csigolya	12. háti csigolya
x	Pont első koordinátája (abszcissza)
y	Pont második koordinátája (ordináta)
Z	Az S pont merőleges vetülete az x tengelyre

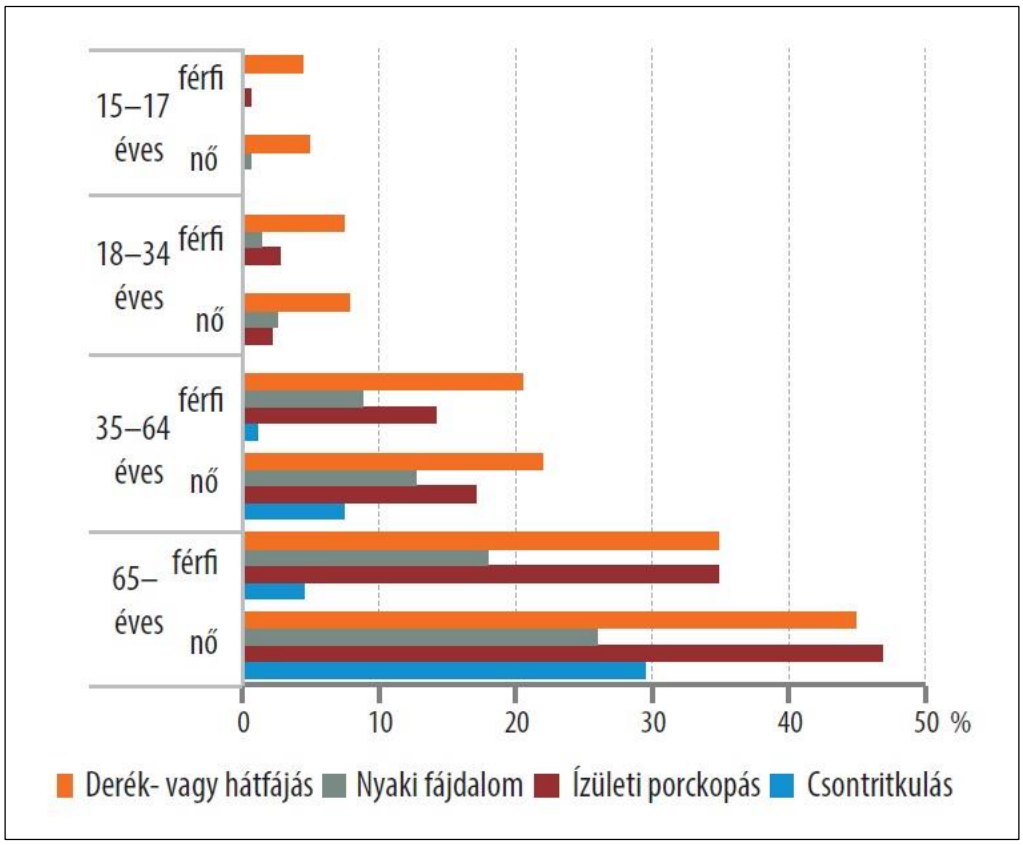
1. BEVEZETÉS

A lumbalis derékfájás a társadalomra és a gazdaságra is jelentős hatást kifejtő, népegészségügyi probléma [1, 2, 3, 4, 5, 6]. A mindennapi életet befolyásoló egyszeri vagy visszatérő derékfájdalom mai társadalmunkban komoly gondot eredményezhet a munkából való kiesés terén, és egyik oka a keresőképtelenségnek is [5]. A fájdalom kezelésének terápiája, összetett és jelenleg nincsen egységesen bizonyított hatékony módszer a probléma kezelésére [7, 8, 9, 10].

Magyarországon, a KSH által 2014-ben elvégzett Európai lakossági egészségfelmérés [11] adatai alapján, a mozgásszervi betegségektől, különösen a derék- vagy hátfájástól szenved a lakosság 21%-a, amire tízből hatan gyógyszert is szednek. A felmérés során a lakosság további 9%-a jelezte derék- vagy hátfájását úgy, hogy nem orvos állapította meg a betegségét. Ezeket az orvos által nem diagnosztizált eseteket is figyelembe véve összesen az emberek háromtizedét érinti ez a probléma. Az adatokat elemezve látható, hogy hazánkban a "Derék- vagy hátgerincprobléma" prevalenciája a második helyen áll, a "Magasvérnyomás-betegség" mögött (1. ábra).

1. ábra: A leggyakoribb krónikus betegségek prevalenciája ([11] 9. ábra).

A mozgásszervi betegségek között a “Derék- vagy hátfájás” prevalenciája pedig kiemelkedő nagyságú a korcsoportok és a nemek tekintetében is (2. ábra).



2. ábra: A mozgásszervi betegségek prevalenciája ([11] 11. ábra).

Az intenzív, több évtizedes kutatások tapasztalatai alapján a derékfájdalommal kapcsolatban négy összetevőt érdemes megvizsgálni: a gerinc geometriáját, a gerinc degeneratív morfológiai elváltozásait, a pácienseknek az elváltozással együtt járó fájdalmát és a funkciókárosodás mértékét. A gerinc vizsgálata során különös jelentőséggel bír az ágyéki szakasz görbületének vizsgálata, az ún. lumbalis lordosis vizsgálata, mivel ez a leggyakrabban érintett szakasz.

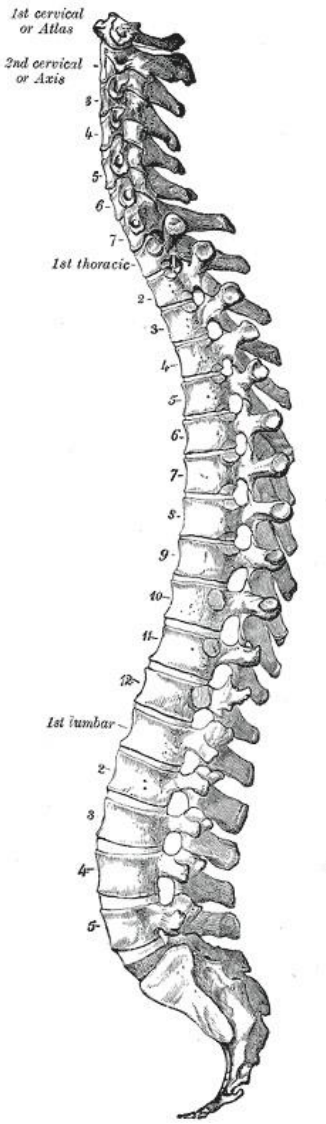
Jelen doktori értekezésemben a lumbalis lordosis geometriájának és az ágyéki porckorongok degenerációjának kapcsolatát vizsgáltam matematikai modellalkotás és annak számítógép szoftveres adaptációja révén.

1.1. Az emberi gerinc bemutatása

Az emberi gerinc a Szentágothai János és Réthelyi Miklós szerzők által írt Funkcionális anatómia I. orvostudományi tankönyv [12] alapján kerül bemutatásra.

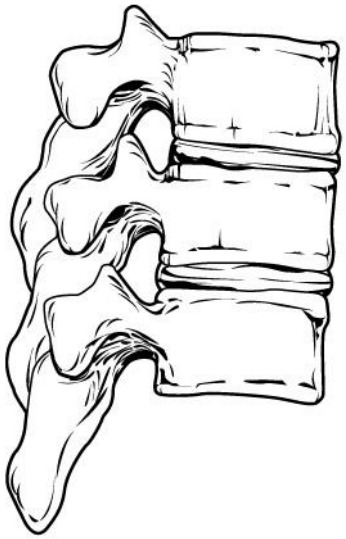
1.1.1. A gerinc csigolyái és porckorongjai

A gerinc (columna vertebralis) az ember többszörösen görbült vázrésze, mely összesen 33–35 darab csigolyából (vertebrae) áll (3. ábra). A gerinc a törzsnek és a nyaknak a vázát képezi, illetve a test csontos tengelyét alkotja. A felső végénél a koponya található, a háti szakasza a szegycsonttal és a bordákkal a mellkast képzik, továbbá ehhez kapcsolódik felül a felső végtag csontos váza. Az alsó részen a keresztcsonti szakasz a medencecsontokkal az alsó végtag csontos övét alkotja.

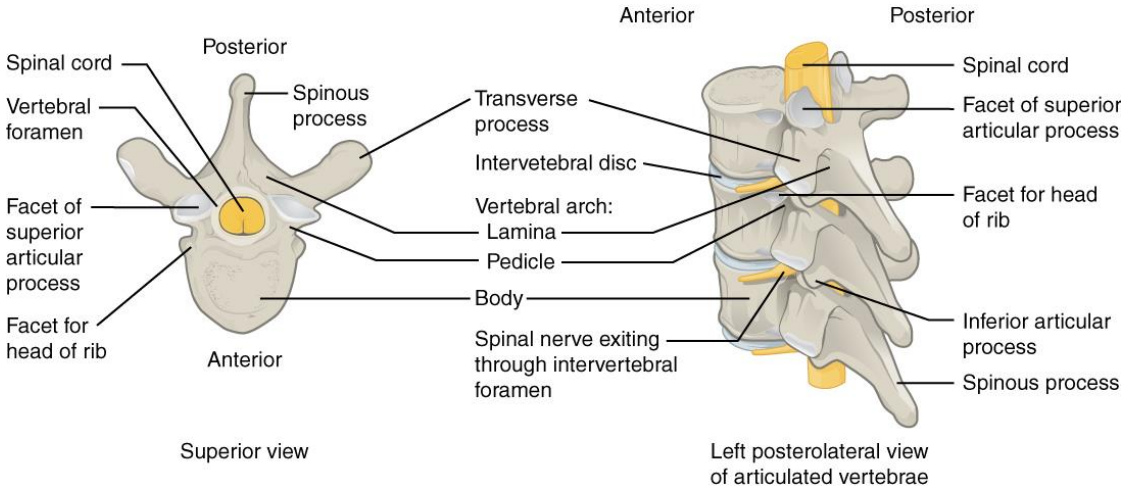


3. ábra: Az emberi gerinc ([13] 111. ábra).

A felső 24 darab csigolyát tekintik valódi csigolyának (vertebrae verae), mivel a lenti csigolyák nagymértékben módosultak, ezeket álcsigolyáknak (vertebrae spuriae) nevezik. A valódi csigolyák esetén megkülönböztetnek előre tekintő, felülről lefelé fokozatosan nagyobbodó és magasodó, illetve korong alakú csigolyatestet (corpus vertebrae). Ez a csigolyatest szivacsos csontállományból áll, melyet kívülről erekkel ellátott vékony réteg fed. A csigolyatestek lapos felszínekkel zárulnak egymással, ahol szivacsos jellegű felszín található, mely vékony üvegporcréteggel fedett. A csigolyatest hátrafelé enyhe függőleges irányú vályút képez, melynek két oldalsó széléről ered a csigolyaív (arcus vertebrae), mely a csigolyalyukat (foramen vertebrale) fogja közre a csigolyatesttel. A csigolyalyukak összességükben alkotják a gerinccsatornát (canalis vertebralis). A csigolyaívről erednek a csigolyák nyúlványai oldalfelé, valamint a legtöbb csigolya esetén enyhén hátrafelé a harántnyúlvány (processus transversus), hátul középen a páratlan tövisnyúlvány (processus spinosus) és a lefelé, illetve felfelé irányuló páros ízületi nyúlványok (processus articularis superior et inferior), amelyeknek köszönhetően két szomszédos csigolya egymással két-két ízületet alkot. A haránt- és az íznyúlvány eredése előtt a csigolyaív alulról egy mély, és felülről egy sekélyebb bevágást mutat. A szomszédos csigolyák ilyen bevágásai egy-egy nyílást alkotnak mindkét oldalon, melyet a csigolya közötti lyuknak (foramen intervertebrale) neveznek. A gerinc csigolyáinak általános felépítését a 4. ábra és az 5. ábra szemléltetni.

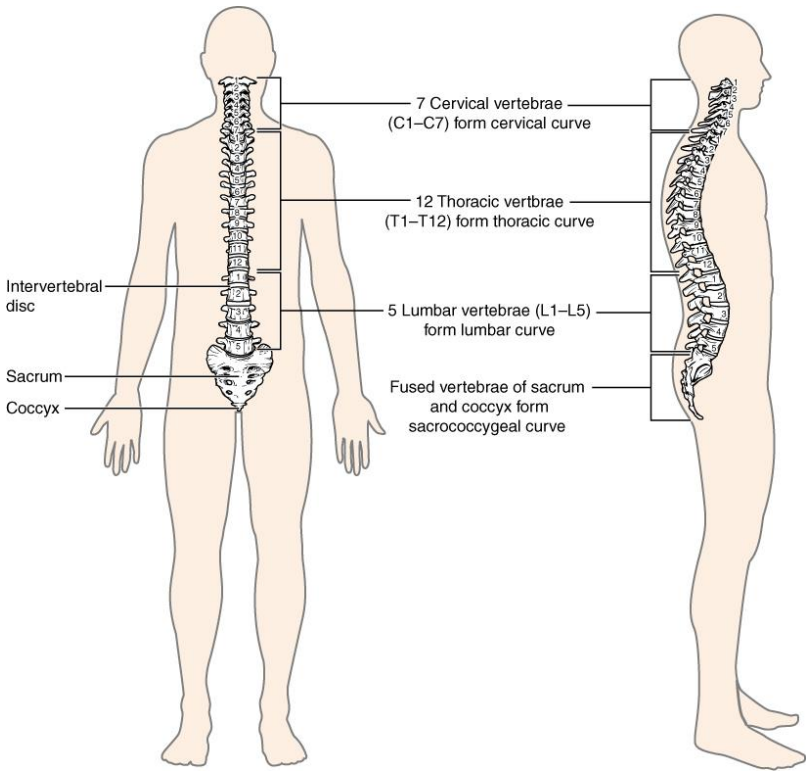


4. ábra: A gerinc csigolyái ([14] 7.3. fejezet 3. ábra részlet).



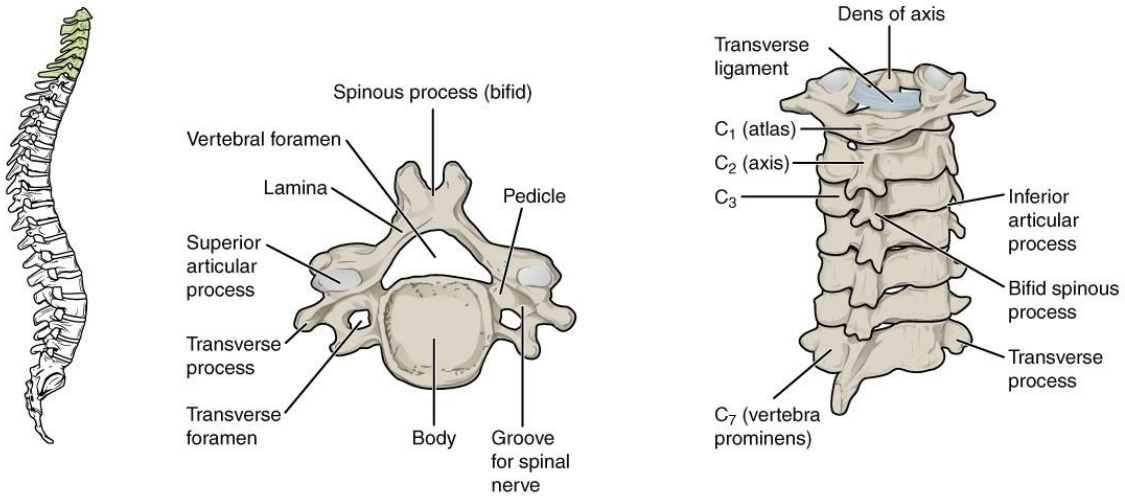
5. ábra: A gerinc csigolyájának általános felépítése ([14] 7.3. fejezet 4. ábra).

A valódi csigolyák között nagyobb csoportokat különböztetnek meg elhelyezkedésük és hasonló alaki sajátságaik szerint. A gerincet alkotja 7 darab nyakcsigolya (vertebrae cervicales), 12 darab hátcsigolya (vertebrae thoracicae), 5 darab ágyékcsigolya (vertebrae lumbales), valamint 5 darab keresztcsonti csigolya a keresztcsonttá (sacrum) csontosodik össze, továbbá a gerincet 4–6 darab csökevényes farokcsigolya (vertebrae coccygeae) zárja le (6. ábra).



6. ábra: A csigolyák csoportjai ([14] 7.3. fejezet 1. ábra).

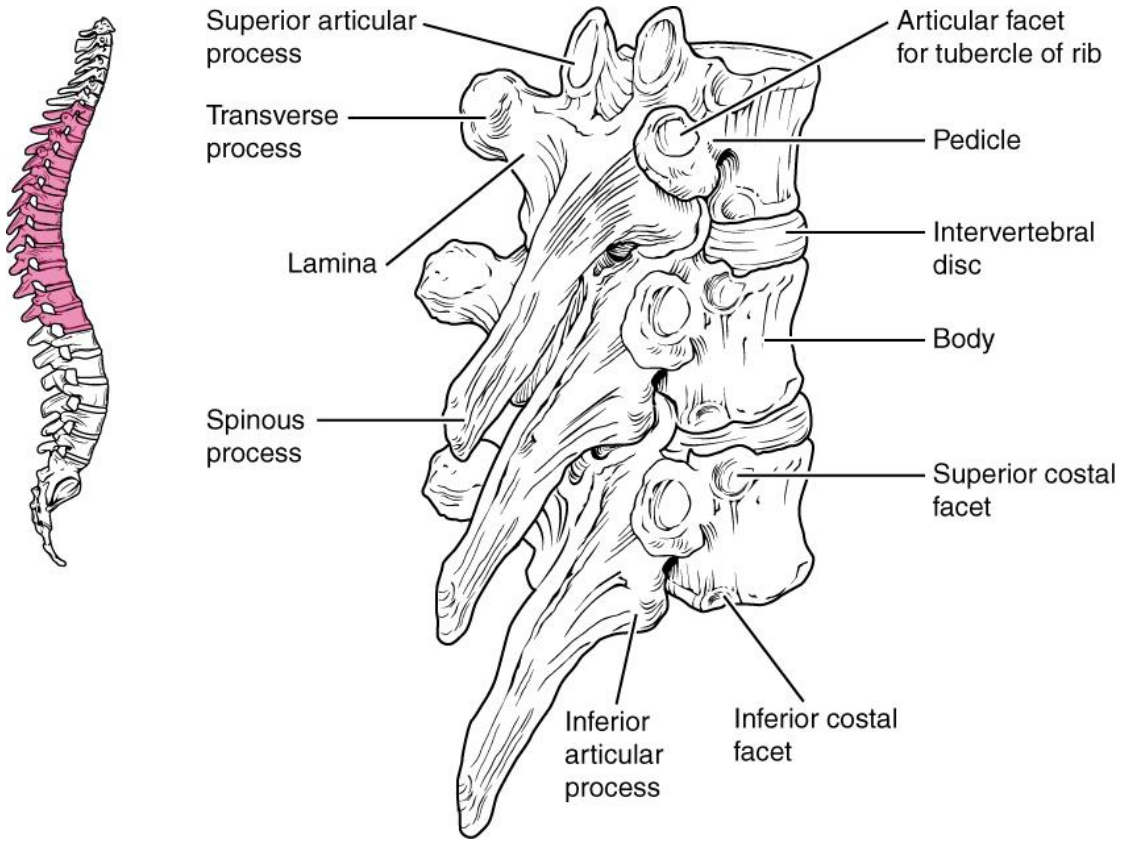
A nyakcsigolyák közül a felülről tekintve első nyakcsigolya, valamint az alatta lévő második nyakcsigolya is jelentősen különbözik a csigolyák általános formájától. Az első nyakcsigolya (atlas) gyűrű formájú, de nincsen teste, ezt elöl karcsú ív (arcus anterior) helyettesíti. Az első nyakcsigolya jóval szélesebb a többi nyakcsigolyánál. A második nyakcsigolya (axis) nagyban hasonlít a többi nyakcsigolyához, csupán annyiban különbözik tőlük, hogy teste felfelé a fognyúlványba (dens axis) megy át. Az axis alsó felszíne már pontosan megfelel a többi nyakcsigolya idomainak. Az ezek után következő nyakcsigolyák teste tégla alakú és kicsi, a szomszédos csigolyák testei nyeregszerű vájulatokkal illeszkednek össze. A csigolyalyuk széles háromszög alakú és tág. A tövisnyúlványok fecskefarokszerűen kettéoszlanak és általában rövidek. A hetedik nyakcsigolya tövisnyúlványa gumóban végződik, mely hátra és kissé lefelé irányulva határozottan kiemelkedik. A gyakorlatban ez jól kitapintható a testen és alkalmas támpontot nyújt a csigolyák megszámolásához. A gerinc nyakcsigolyáinak általános felépítését a 7. ábra szemléltetni.



7. ábra: A nyakcsigolyák általános felépítése ([14] 7.3. fejezet 6. ábra részlet).

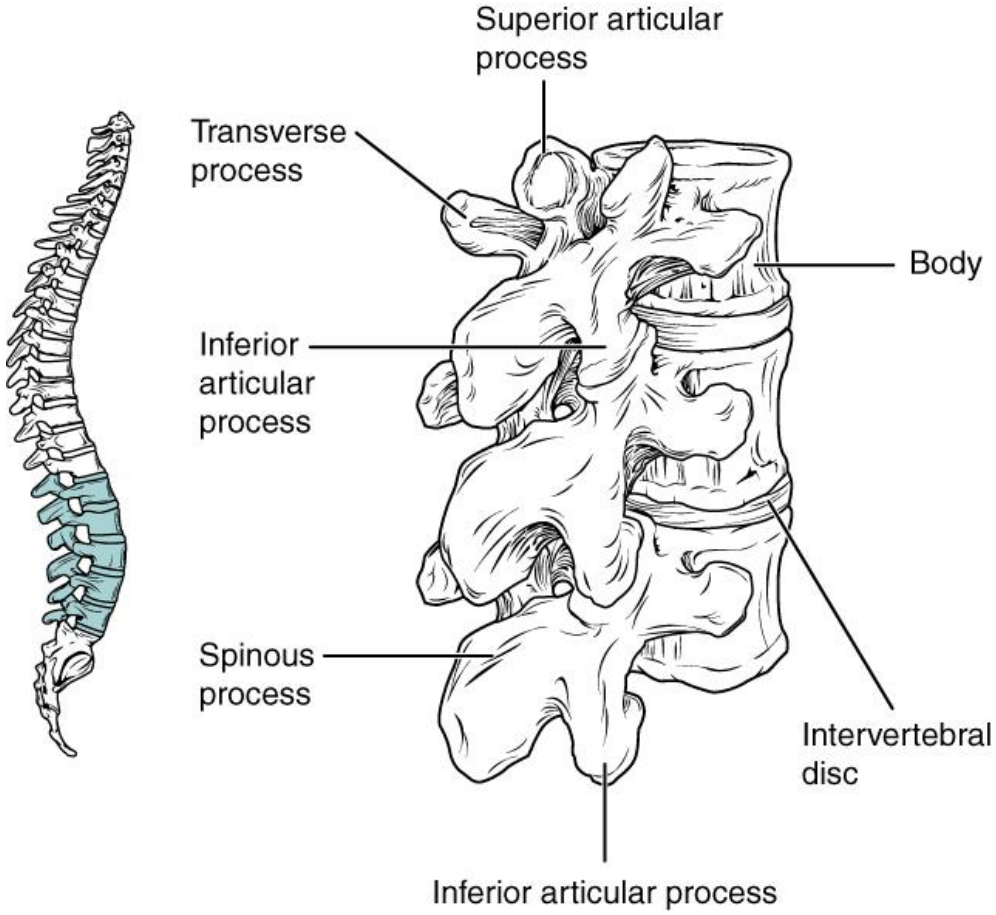
A hátcsigolyák esetén az oldalnyúlványokban már nem futnak a csigolyákhoz tartozó erek, valamint vaskosabbak és előrefelé ízfelszínt képeznek a bordáknak erős támasztékkal. A hátcsigolyák teste kártyaszív alakú felülnézetben, továbbá a csigolyalyuk kör alakú és szűk. Jellemző, hogy a csigolyatest magassága gyorsan növekszik lefelé haladva. Az első, a tizenegyedik és a tizenkettedik borda kivételével minden borda feje

két szomszédos hátcsigolya testén ízesül. A hátcsigolyáknál a csigolyaív széles lemezszerű. A gerinc hátcsigolyáinak általános felépítését a 8. ábra szemléltetni.



8. ábra: A hátcsigolyák általános felépítése ([14] 7.3. fejezet 7. ábra).

Az ágyékcsigolyáknak felülnézetben bab alakú nagy testük van és háromszög alakú viszonylag szűk csigolyalyukuk. Az ívek keskenyek és közöttük aránylag tág rések maradnak fent. A tövisnyúlványok hátrafelé kinyúlnak és bárd alakúak, illetve közöttük is tág rések találhatók. A harántnyúlványok karcsúak és hosszúak, de nem igazi harántnyúlványok a testről való eredésük alapján, hanem bordacsökevények. Az íznyúlványok erősek, valamint két szomszédos csigolyát a felső csigolya két alsó íznyúlványa hátulról cserépszerűen fedi a szomszédos alsó csigolya felső két íznyúlványát. A gerinc ágyékcsigolyáinak általános felépítését a 9. ábra szemléltetni.

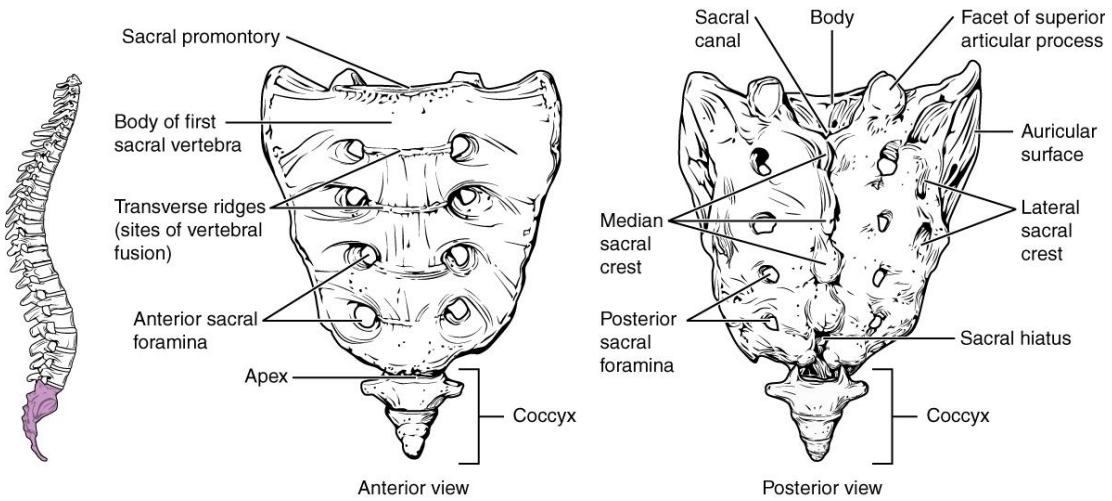


9. ábra: Az ágyékcsigolyák általános felépítése ([14] 7.3. fejezet 9. ábra).

A keresztcsonti csigolyák összecsontosodásából alakul ki a keresztcsont, mely egy ékhez hasonló csont, ami előre görbült. Elülső felszíne a medence üregét határolja hátulról és viszonylag sima. A keresztcsonton függőlegesen két sorban négy-négy enyhén oldal irányba nyíló nyílás (foramina sacralia pelvina) található, melyeket az eredeti keresztcsonti csigolyák összeforrását mutató vízszintes vonalak kötnek össze szintenként. A keresztcsont csatornáját (canalis sacralis) a korábban összeforrt keresztcsonti csigolyák lyukai képzik. Formáját tekintve a gerinccsatorna még megtartott, valamint az idegek előre és hátra lyukakon lépnek ki. A keresztcsont a tengelyirányú erők levezetése érdekében ék alakú formát vesz fel és beékelődik a medencegyűrűbe. A gerinc keresztcsonti csigolyáinak általános felépítését a 10. ábra szemléltetni.

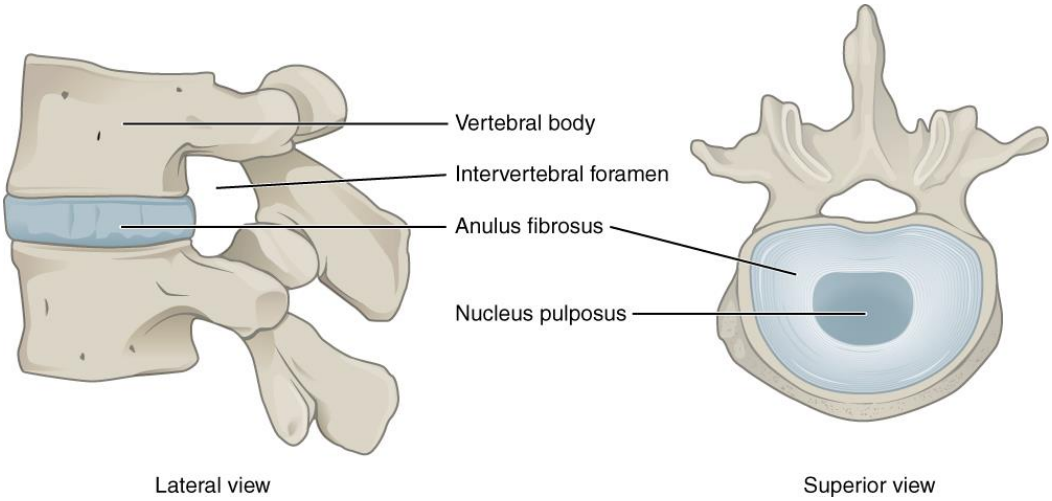
A farokcsigolyák csökevényes csigolyák, mivel csupán az első farokcsigolya hasonlít csigolyára. A farkcsontot a farokcsigolyák összecsontosodott egysége alkotja, melyek lekerekített kocka vagy tégla alakú csontocskák. Ezen a szakaszon már

megszűnik a gerinccsatorna, továbbá a farkcsont főbb szerepe, hogy stabilizálja a gátat a rajta tapadó izmokon és szalagokon keresztül. A gerinc farokcsigolyáinak általános felépítését a 10. ábra szemléltetni.



10. ábra: A keresztcsonti és farokcsigolyák általános felépítése ([14] 7.3. fejezet 10. ábra).

A csigolyák legfontosabb összeköttetései a korongszerű rostporcos csigolyaközti porckorongok (disci intervertebrales), melyek a gerincnél folyamatos módon kötik össze a csigolyatesteket. Ezen porckorongok rostporcos lemezek, melyek alakja felülről lefelé fokozatosan vastagodik így idomulva a csigolyatestek alakjához. Alakjukra jellemző még, hogy enyhén ék alakúak a gerinc görbületeinek megfelelően. A porckorong két nagyobb része a középen található kocsonyás mag (nucleus pulposus) és az azt tokként körülvevő szálas, kötőszövetes gyűrű (anulus fibrosus). A rostos gyűrű koncentrikusan elhelyezkedő kollagén rostgyűrűkből és a gyűrűk között rétegesen rendezett porcsejtekből áll. A degeneráció folyamata során a porckorong vizet veszít, emiatt rugalmassága csökken, így a tengelyirányú erőknek kevésbé tud majd ellenállni. A nucleus pulposus az anulus fibrosus sérültebb részeinél a gerinccsatorna felé sérvszerűen kitüremkedhet, ezzel nyomás alá helyezheti a gerincvelői gyökereket (discushernia). A gerinc porckorongjainak általános felépítését a 11. ábra szemléltetni.



11. ábra: A porckorongok általános felépítése ([14] 7.3. fejezet 5. ábra).

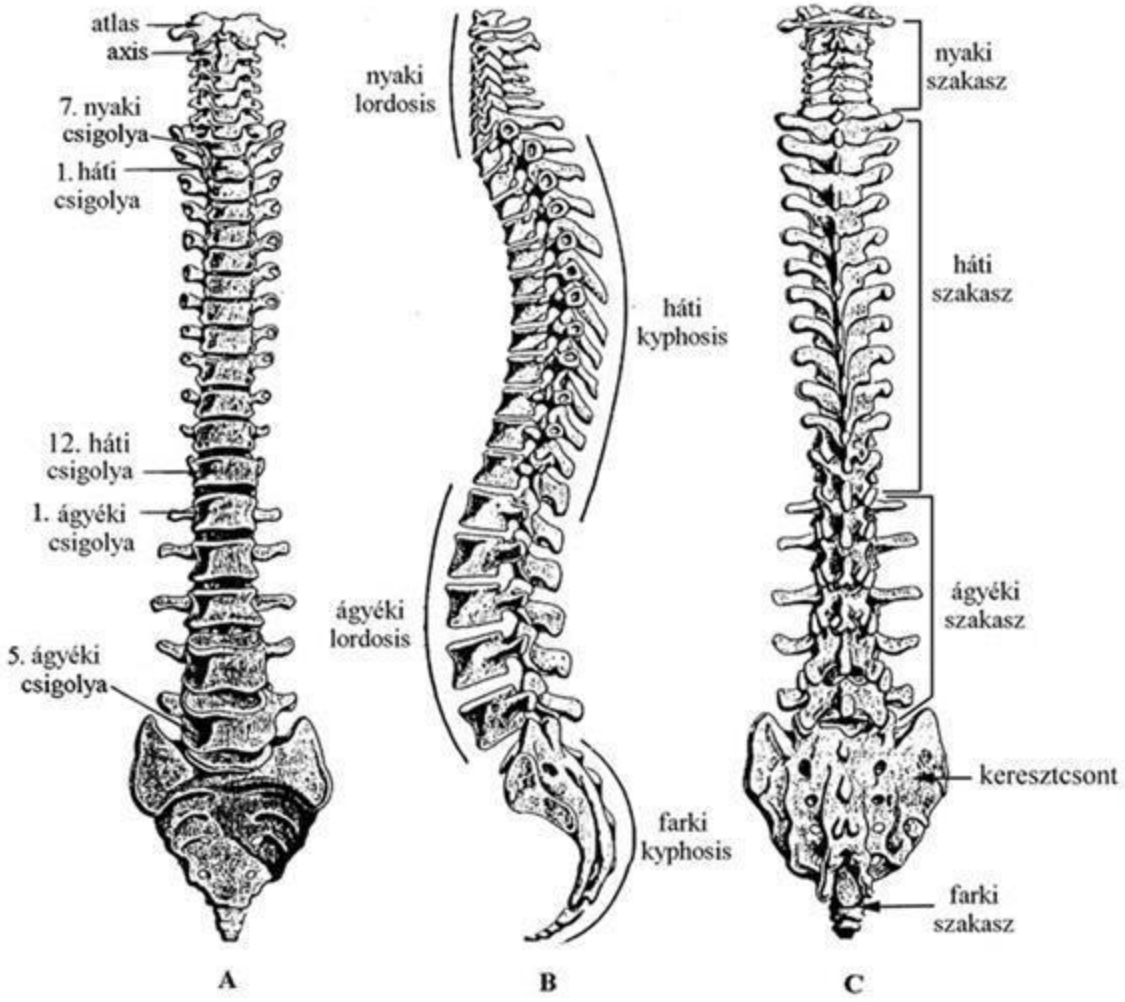
1.1.2. A gerinc görbületei

A gerinc a sagittalis síkban fontos görbületekkel bír, melyek biztosítják a gerinc rúgószerű mozgását a koponya rázkódásmentes alátámasztása érdekében. A gerincet egészében tekintve sinusgörbeszerű alakú. Az előre domború görbületeket lordosisoknak, a hátra domború görbületeket pedig kyphosisoknak nevezzük (12. ábra). A nyaki és ágyéki szakaszok előre domborúak, a háti szakasz hátra domború, valamint a keresztcsonti és a farkcsonti szakaszok hátra, pontosabban fogalmazva, inkább felfelé domborúak vízszinteshez közeli irányuk miatt.

Álló helyzetben a testnek a súlyvonala több csigolyát is elmetsz. A test egyensúlyának érdekében a súlyvonal előtti részek súlya meg kell, hogy egyezzen a súlyvonal mögötti részek súlyával. Mindenféle aránytalan súlytöbblet hatással van a test egyensúlyi helyzetére. Például a terhesség vagy jelentősebb hasra hízás sokesetben a felsőtest hátrafelé helyezését eredményezi. A gerinc görbületei fokozatosan alakulnak ki az újszülött kortól kezdve a hasra fordulással, a fej felemelésével, a felüléssel és végül a felállással. A görbületek teljes mértékű kialakulása a nemi érés utánra tehető. Jellemző, hogy a nők ágyéki gerince jelentősebben domborodik a has irányába, valamint keresztcsontjuk vízszintesebb helyzetben áll.

A gerinc kialakult görbületei a testtartás következményei. A frontalis síkban is létezik a gerincnek kisfokú görbülete. A gerincnek megvan az enyhe jobb irányú domborodása a mellkasi szakaszon a nyaki szakasz és az ágyéki szakasz kismértékben

tapasztalható ellentétes eltérésével. Ezt fiziológiás scoliosisnak nevezik. A gerinc hosszának egynegyedét a porckorongok teszik ki, melyek zsugorodása és sorvadása, valamint az izomzat meggyengülése a gerinc rövidülését és görbületeinek fokozódását eredményezi. Ezen tényezők idősebb korban a testmagasság erős csökkenését okozzák.



12. ábra: A gerinc sagittalis görbületei ([15] 5.8. ábra).

1.1.3. A gerinc mozgásai

A gerincben található valódi csigolyák egymáshoz viszonyított kismértékű elmozdulásai összességében jelentős mozgásokat eredményeznek. A csigolyák közötti mozgások irányaira és lehetőségeire hatással van a csigolyatestek alakja és elhelyezkedése, valamint egyéb befolyásoló tényező még egyes nyúlványok összetorlódása is. A gerinc egy sajátos mozgásrendszeri egység, melyben előre, hátra és oldalirányú hajlások mellett a csigolyáknak önálló forgáspont körüli mozgásai is vannak.

Az előrehajlás (flexio ventralis) esetén a gerinc egységes ívvé válik. Legnagyobb mértékben a nyak görbül előre az ízfelszínek helyzete miatt. A háti szakasz kismértékben hajlik, különösen az alsó régióban. Az ágyékcsigolyák vastag porckorongjai és a sagittalis állású ízfelszínek jelentős előrehajlást engednek meg.

A hátrahajlás (flexio dorsalis) esetén a gerinc ívén három helyen tapasztalható megtörés. Az ív töréspontjai a nyak töve, a háti szakasz és az ágyéki szakasz határa, valamint az ágyéki és keresztcsonti találkozás. Ebben az esetben is a legnagyobb mértékben a nyak görbül hátra. A háti szakasz enyhén kiegyenesedik, de hátra domború alakját nem veszíti el a tövisnyúlványok összetorlódása miatt. Az ágyéki szakasz elején és végén szintén nagyobb mértékű hátrahajlás tapasztalható.

Az oldalra hajlás (flexio lateralis) esetén, hasonlóan az előrehajlásnál és a hátrahajlásnál, a nyaki és az ágyéki szakaszon a legnagyobb a mozgás terjedelme.

A gerinc tengely szerinti csavarodása (torsio) is számottevő. Ebben az esetben ismét a nyaki szakasz a legnagyobb mértékben csavarható rész a vízszintes ízületi síknak köszönhetően. A háti szakaszon is jelentős a csavarodás mértéke, mivel a frontalis ízfelszínek egy köríven helyezkednek el, melynek a központja a csigolyatesten van. Ellenben az ágyéki szakaszon a csigolyák egymáshoz viszonyított csavarodása lehetetlen az ízfelszínek sagittalis állása miatt, de az utolsó ágyékcsigolya és a keresztcsont között kismértékű csavarodás lehetséges a frontalis helyzetű ízfelszínek miatt.

1.2. A lumbalis lordosis ismertetése

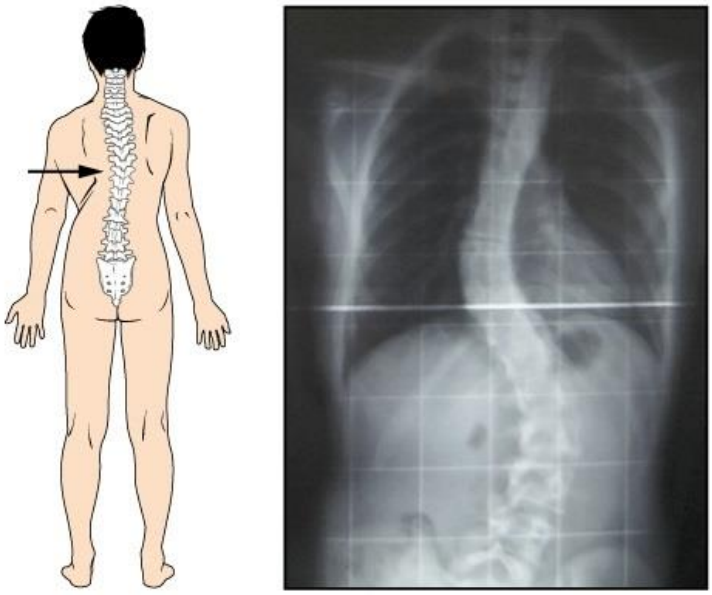
A gerinc és a porckorongok degenerációjának vizsgálata során különös jelentőséggel bír a lumbalis lordosis vizsgálata, mivel a klinikai jelentőségét illetően a kutatások növekvő felismerést mutatnak [16, 17, 18, 19, 20]. A lumbalis lordosis a gerinc ágyéki szakaszának előredomborodó görbülete, melynek alakját egyaránt befolyásolják az ágyékcsigolyák és a közöttük lévő porckorongok alakjai.

1.2.1. A lumbalis lordosis geometriai alakjának mérése

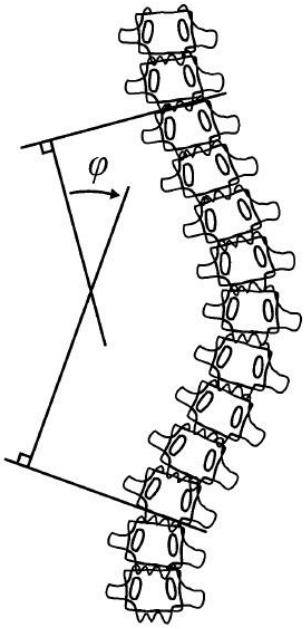
A lumbalis lordosis geometriai alakjának mérésre számos módszer létezik. Egyes módszerek klinikai vizsgálatokra, míg más módszerek inkább képalkotó eljárásokra támaszkodnak. A klinikai vizsgálatok során közvetlenül a páciens testén végzik a méréseket, míg a képalkotó eljárásoknál például röntgenfelvételeket vagy MRI felvételeket alkalmaznak. Mindegyik értékelési módszernek megvannak a maga előnyei és hátrányai, de a legnagyobb probléma az, hogy nehéz összehasonlítani a méréseket, ha azok különböző módszerekkel kerülnek végrehajtásra.

1.2.1.1. A Cobb-szög

A módszerek közül a Cobb-szög [21] 1948-as bevezetése volt az egyik legkorábbi módszer a gerincferdülés (scoliosis) vizsgálatával kapcsolatban, mely nevét bevezetőjéről, az amerikai ortopéd sebészről John Robert Cobbról (1903–1967) kapta [22]. A scoliosist a 13. ábra, valamint az eredeti Cobb-szöget a 14. ábra szemlélteti. Az idő teltével a scoliosis mérésére is számos egyéb módszert fejlesztettek ki, de 1966-ban a Scoliosis Research Society (SRS) a Cobb-szöget fogadta el sztenderd módszerként ezen deformitások számszerűsítésére, könnyű alkalmazhatósága és jó reprodukálhatósága miatt. Ennek eredményeként manapság még mindig a leggyakoribb módszer a gerinc görbületének mérésére [23].

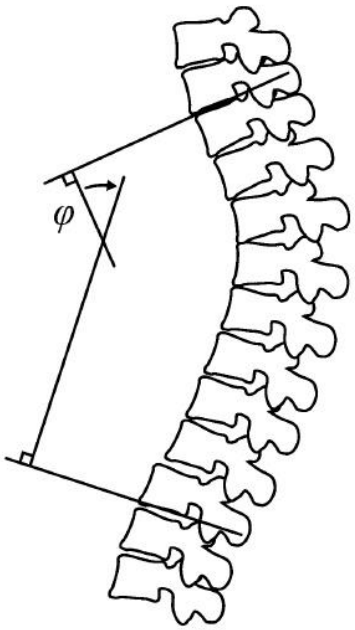


13. ábra: A gerincferdülés (scoliosis) ([14] 7.3. fejezet 2. ábra részlet).



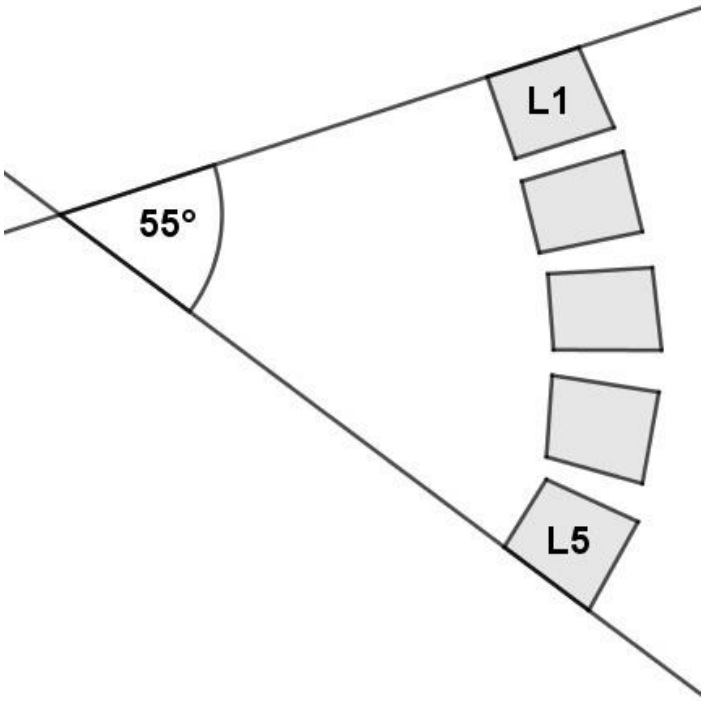
14. ábra: Az eredeti Cobb-szög mérése scoliosis esetén ([23] 1. ábra részlet).

A scoliosis mérésére vonatkozó eredeti Cobb-szöget később módosították a gerinc sagittalis síkú görbületének méréséhez (15. ábra). A módosított Cobb-szöget széles körben használják a nyaki ([24, 25]), a háti ([26, 27, 28, 29, 30, 31, 32, 33, 34]) és az ágyéki ([30, 33, 34, 35, 36, 37, 38]) görbület értékelésére.



15. ábra: A sagittalis síkhoz módosított Cobb-szög ([23] 2. ábra részlet).

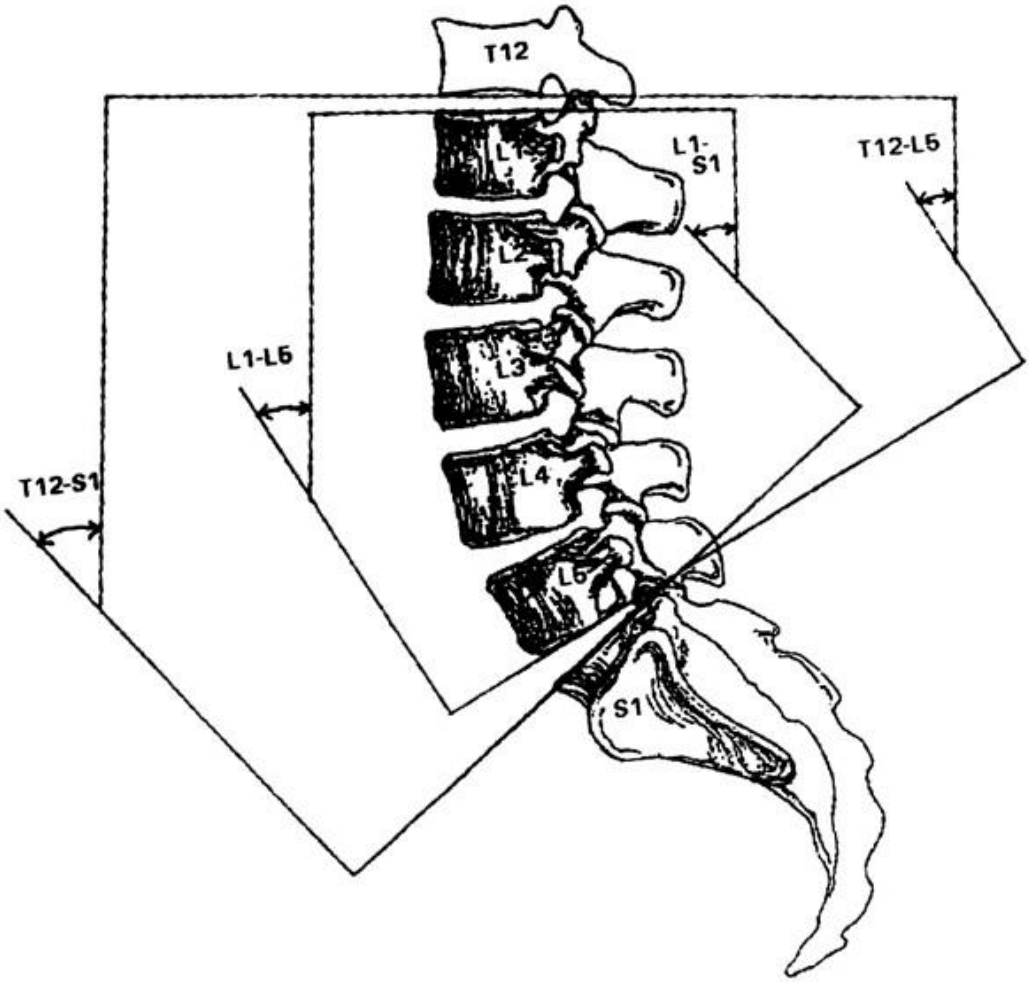
Az eredeti Cobb-szöget a frontalis síkra vonatkozóan vezették be, ezért a sagittalis síkra való módosításánál számos lehetőség jöhet szóba. A lumbalis lordosis módosított Cobb-szöggel való mérésénél az egyik alapvető szempont a mérés során felhasznált szegmensek száma, vagyis a felhasznált csigolyák és porckorongok száma. A leggyakoribb értékelési forma az L1 csigolya és az L5 csigolya között számolt szögérték [36, 37, 39], ahol a Cobb-szög az L1 csigolya felső zárólemezére illeszkedő egyenesnek és az L5 csigolya alsó zárólemezére illeszkedő egyenesnek a hajlásszöge (16. ábra).



16. ábra: A Cobb-szög leggyakoribb mérési formája.

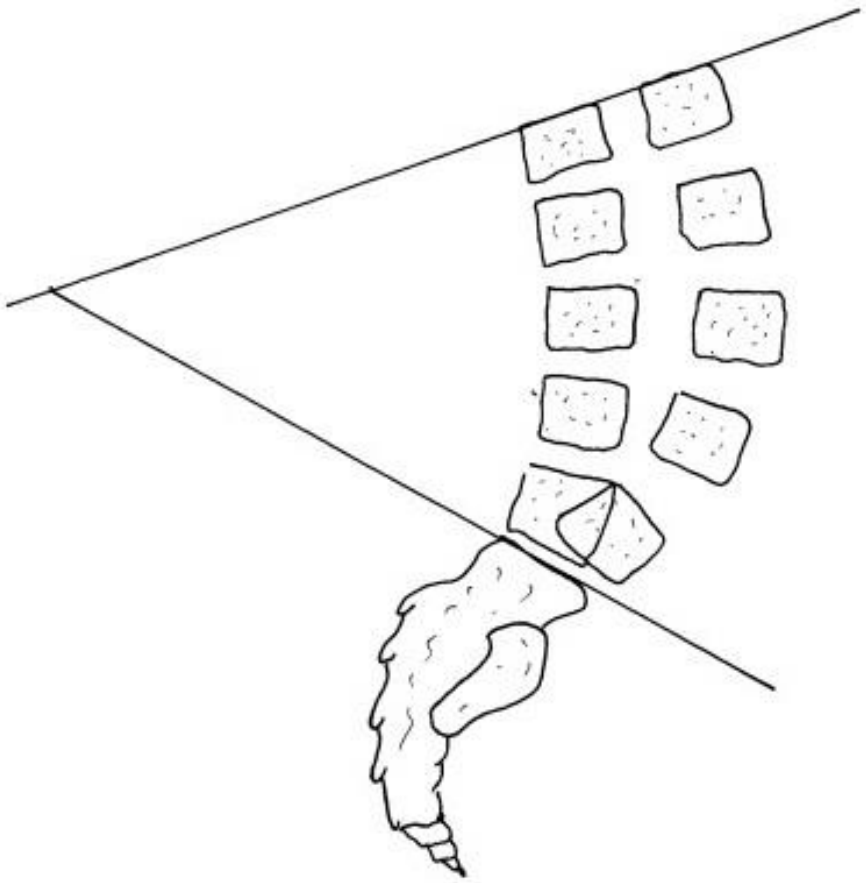
A különféle módosítások változatos formában használják a szög meghatározásánál a kezdő csigolya egyenesének és a végző csigolya egyenesének megválasztásait (17. ábra). A kezdő csigolya megválasztásánál a leggyakoribb az L1 csigolya [40, 41, 42, 43, 44, 45, 46, 47, 48, 49, 50, 51, 52] használata, de előfordul a Th12 csigolya [53] vagy az L2 csigolya [54] alkalmazása is. A végző csigolya megválasztásánál az L5 csigolya [41, 43, 46] vagy az S1 csigolya [34, 40, 42, 44, 45, 47, 48, 49, 50, 51, 52, 53, 54, 55, 56] használata a jellemző. A csigolyák megválasztásán túl különbségek találhatók még a

csigolyák felső vagy alsó zárólemezeinek használatában is. Különböző számú szegmensek felhasználásával szignifikáns különbségek adódnak a szögek között [39], ezért elengedhetetlen a mérés során használt szegmensek pontos megjelölése a különféle tanulmányok eredményeinek összehasonlítása érdekében.



17. ábra: A Cobb-szög mérésének egyes variációi ([37] 1. ábra).

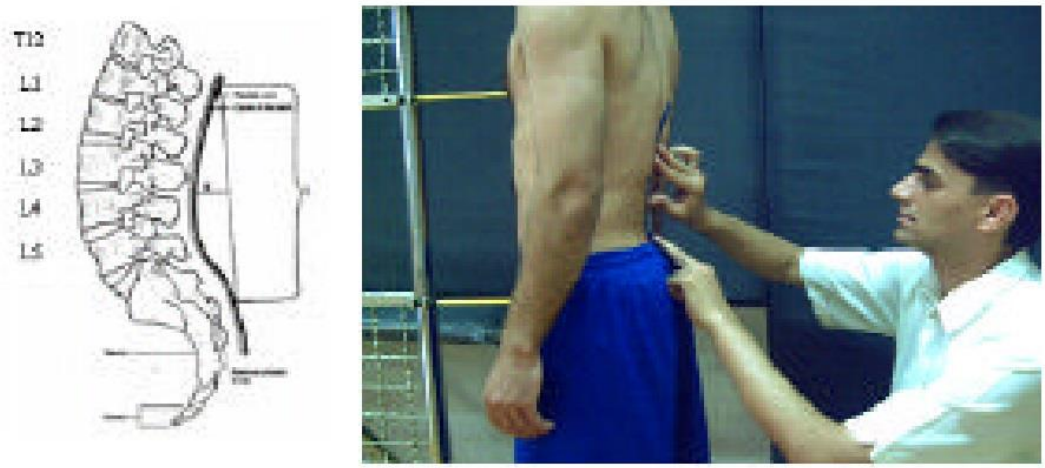
Az idők során a Cobb-szög a lumbalis lordosis mérésénél is általános sztenderdé vált [23, 39], mivel egyszerűen végrehajtható és meghatározásának megbízhatósága bizonyított [23, 35, 37]. Viszont a Cobb-szögnek a legjelentősebb korlátja, hogy definiálásából adódóan két különböző típusú gerincgörbület eredményezheti ugyanazt a szögértéket [23, 34, 37, 39] (18. ábra). Ezen felmerült korlát miatt sajnos a Cobb-szög nem tartalmaz információt a lumbalis lordosis eloszlásáról.



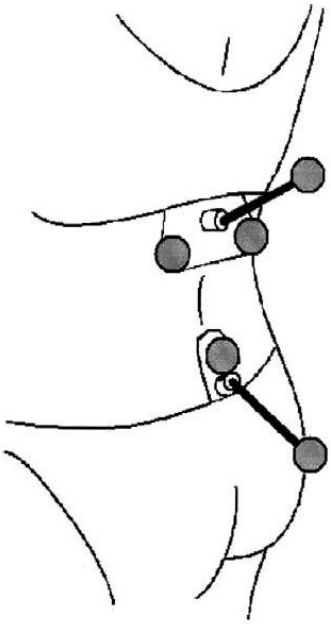
18. ábra: Két különböző lumbalis lordosis azonos Cobb-szöggel (L1-S1) ([39] 2. ábra).

1.2.1.2. Egyéb eljárások

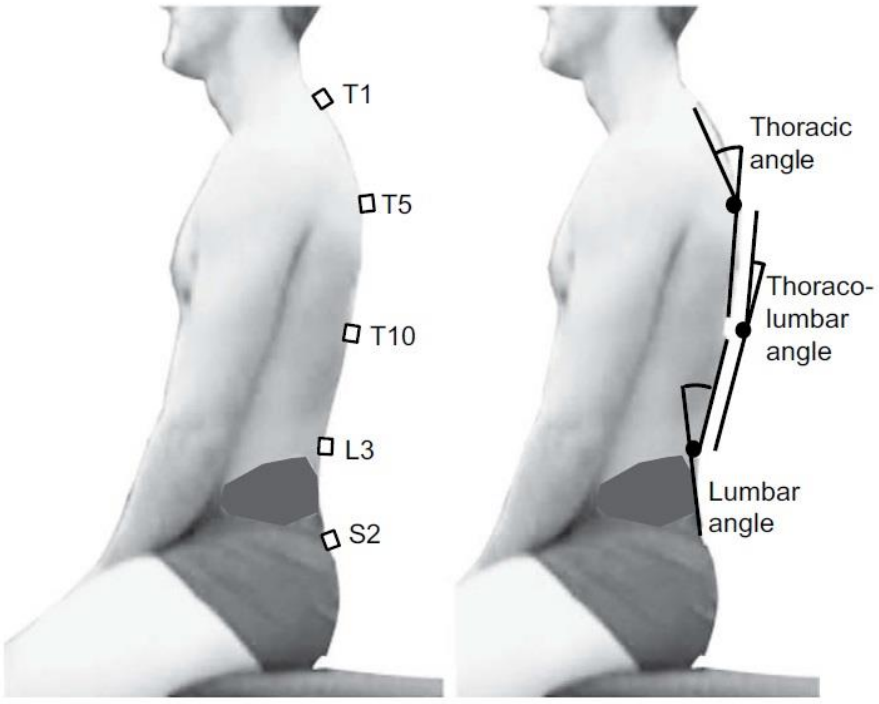
A lumbalis lordosis geometriai alakjának mérésre szolgáló klinikai vizsgálatokra támaszkodó módszerek során közvetlenül a páciens testén végzik a méréseket. Az egyik ilyen gyakorlatban is elterjedt módszer [57, 58, 59, 60, 61, 62] során az orvosok egy rugalmas műanyag vonalzó segítségével mérik le a páciens gerincének adatait (19. ábra), majd ezek segítségével adnak becslést a Cobb-szögre. Manapság számos háromdimenziós rendszer is létezik a testtartás elemzésére, mint például a Vicon (Vicon Motion Systems, Oxford, UK), az Optotrak (Northern Digital Inc., Waterloo, Canada), vagy a Motion Analysis (Motion Analysis Corporation, Santa Rosa, CA, USA). Háromdimenziós elemzőrendszerek felhasználásával és a testre helyezhető érzékelők alkalmazásával a lumbalis lordosis geometriai jellemzői vizsgálhatók különféle pozíciókban és beállításokban [63, 64, 65, 66, 67]. Példaként a gyakorlatban használt testre felhelyezett szenzorokat a 20. ábra és a 21. ábra szemlélteti. A klinikai vizsgálatokra támaszkodó módszerek fő előnye a sugárzás hiánya, ezáltal lehetővé téve a gerinc görbék gyakori kiértékelését és a lumbalis lordosis változásainak jobb monitorozását. Ellenben, mivel ezek a módszerek felszíni anatómiát alkalmaznak, ezért a páciensek mért adatainak összehasonlítása problematikus például az eltérő izomfejlődés és a bőr alatti zsír vastagsága miatt. Ezek alapján az a következtetés vonható le, hogy a klinikai vizsgálatokra támaszkodó módszerek használata hasznos eszköz lehet a pácienseknél tapasztalható változások nyomon követésére, de jelenlegi formájukban nem alkalmasak alapkutatásokra, amikor a lumbalis lordosis abszolút paramétereit kell meghatározni [39].



19. ábra: A rugalmas műanyag vonalzó használata a gyakorlatban ([57] 2. ábra).

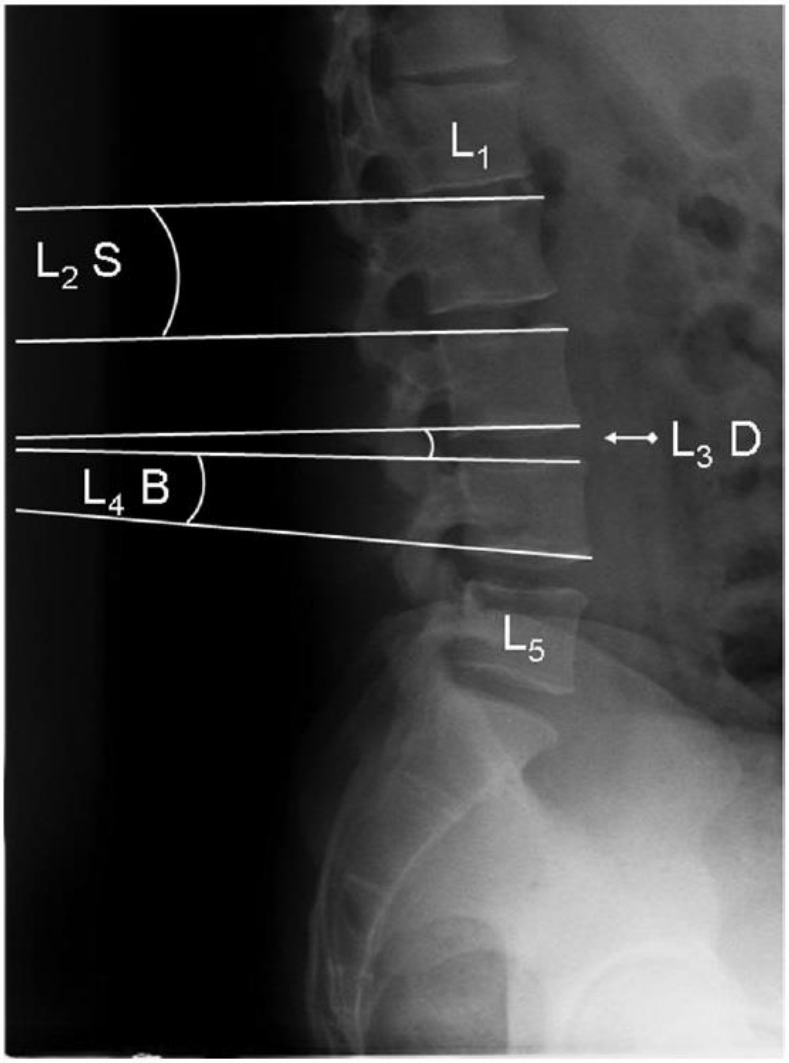


20. ábra: A testre felhelyezett szenzorok a sétálás és futás vizsgálatához ([63] 1. ábra).

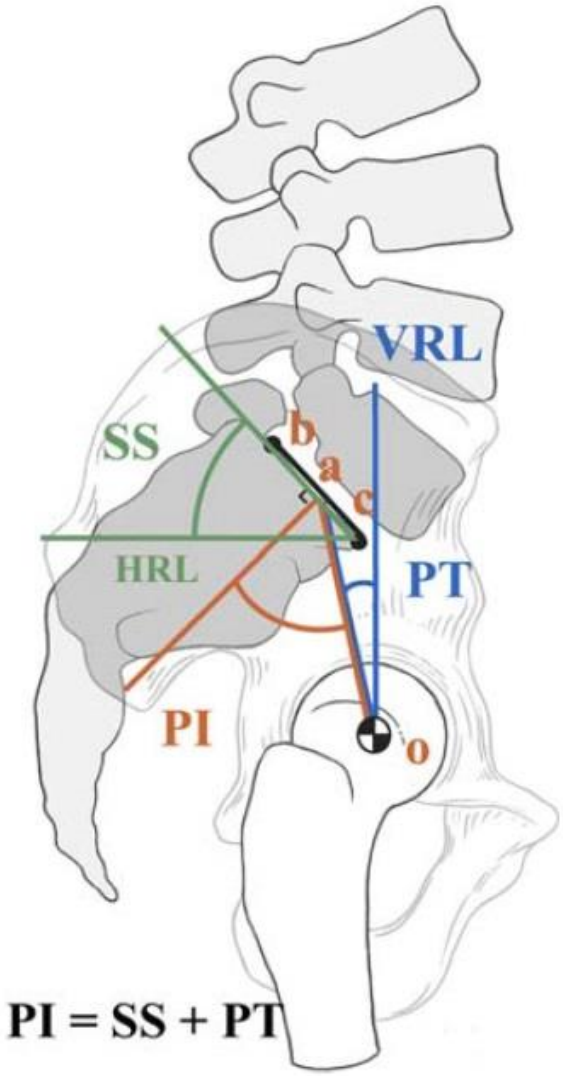


21. ábra: A testre felhelyezett szenzorok az ülés vizsgálatához ([64] 1. ábra).

A lumbalis lordosis geometriai alakjának mérésre szolgáló képalkotó eljárásokra támaszkodó módszerek, vagyis a radiológiai módszerek közül a Cobb-szög vált általános sztenderdé. A Cobb-szöget nem csak a lumbalis lordosis teljes alakjának méréséhez szokás alkalmazni, hanem szegmentálisan is [36, 38, 47, 51, 68], ahol részenként külön mérik a csigolyákra és a porckorongokra vonatkozó szögeket is (22. ábra). Az emberi test egyensúlyának elemzése során egyes kutatások [36, 47, 69, 70, 71, 72, 73, 74, 75, 76] vizsgálják a teljes gerincnek, illetve a lumbalis lordosisnak az elhelyezkedését és dőlésszögeit a medencéhez viszonyítva (23. ábra).



22. ábra: A Cobb-szög szegmentális meghatározása ([38] 2. ábra).

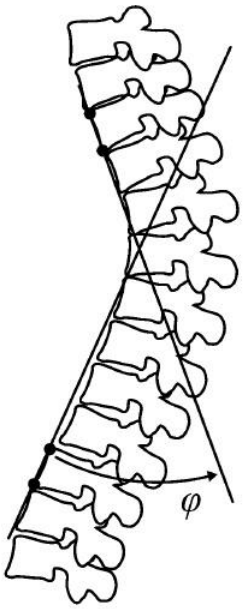


23. ábra: A medencéhez viszonyított dőlés vizsgálata ([71] 1. ábra).

Számos egyéb kétdimenziós módszer létezik a gerinc sagittalis síkú görbületeinek, ezen belül is a lumbalis lordosisnak az értékelésére.

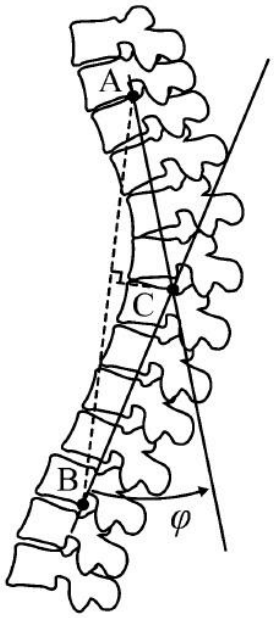
Bizonyos módszerek szögeket alkalmaznak a jellemzésre, mint például a posterior érintő módszer [77, 78] (24. ábra), az anterior értintő módszer [79] (25. ábra), a centroid módszer [80] (26. ábra), a TRALL módszer [81] (27. ábra), az érintő körök módszer [82] (28. ábra) vagy a polinomszög módszer [31] (29. ábra).

24. ábra: A posterior érintő módszer ([23] 2. ábra részlet).

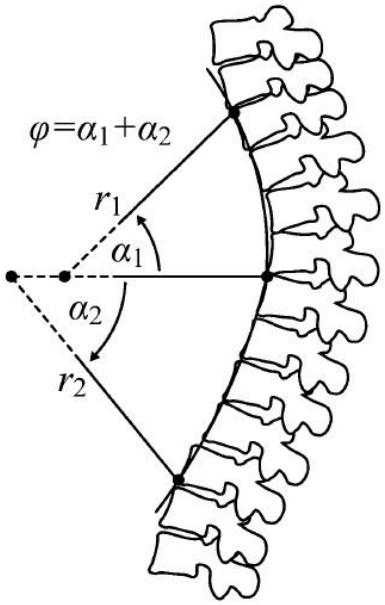


25. ábra: Az anterior értintő módszer ([23] 2. ábra részlet).

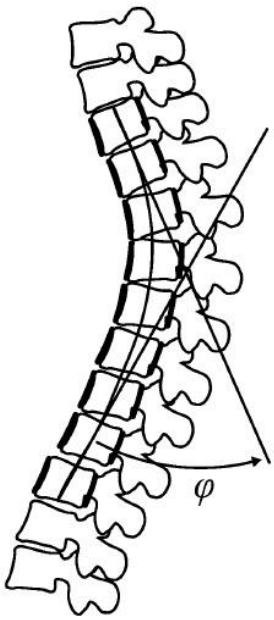
26. ábra: A centroid módszer ([23] 2. ábra részlet).



27. ábra: A TRALL módszer ([23] 2. ábra részlet).

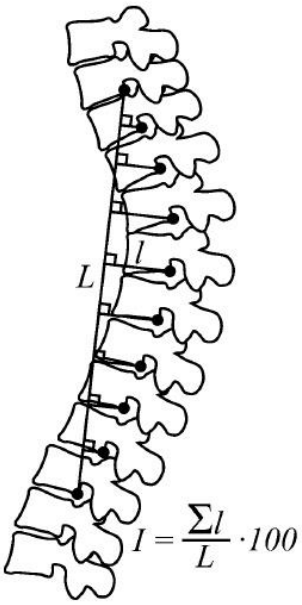


28. ábra: Az érintő körök módszer ([23] 2. ábra részlet).

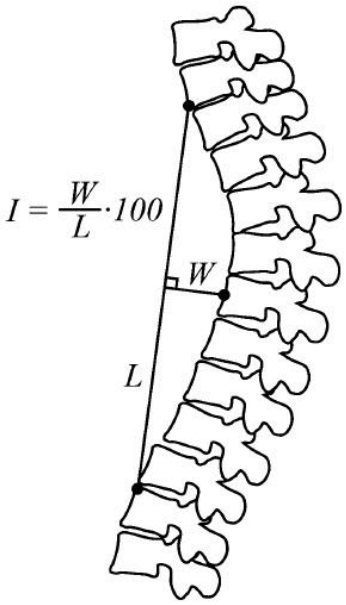


29. ábra: A polinomszög módszer ([23] 2. ábra részlet).

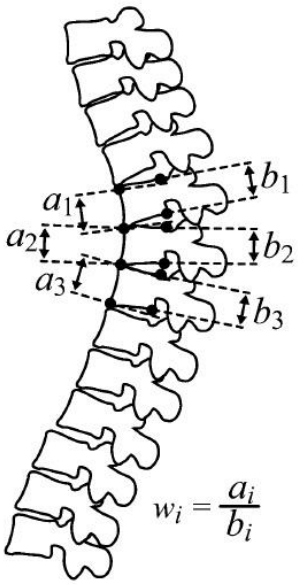
Más módszerek százalékban kifejezett arányokat használnak, mint például az Ishihara-index [83] (30. ábra), a lordosis index [34] (31. ábra) vagy a csigolyaék hányados [68] (32. ábra).



30. ábra: Az Ishihara-index ([23] 2. ábra részlet).

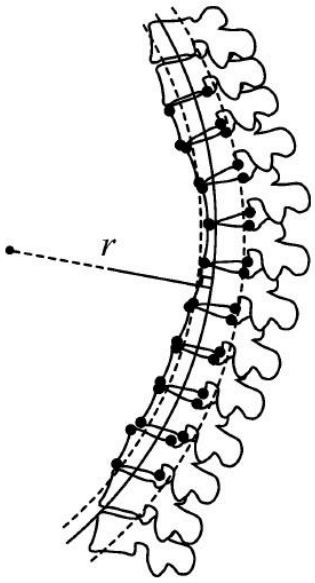


31. ábra: A lordosis index ([23] 2. ábra részlet).

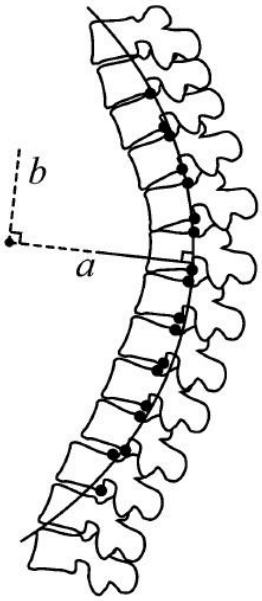


32. ábra: A csigolyaék hányados ([23] 2. ábra részlet).

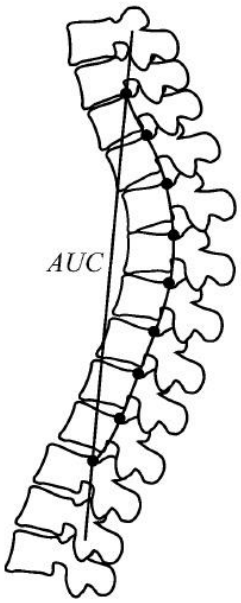
A sztenderdként használt Cobb-szög lényegében egy körívvel közelíti a gerinc görbületét, melyhez hasonló egyéb illesztések is használatosak, mint például a belső és külső körökkel való illesztést alkalmazó átlagos görbületi sugár módszer [84] (33. ábra), az érintő kört illesztő érintő körök módszer [82] (28. ábra), az ellipszist illesztő legjobban illeszkedő ellipszis módszer [85, 86] (34. ábra), a polinomot illesztő polinomszög módszer [31] (29. ábra) vagy a kubikus splinet illesztő AUC módszer [87] (35. ábra).



33. ábra: A átlagos görbületi sugár módszer ([23] 2. ábra részlet).



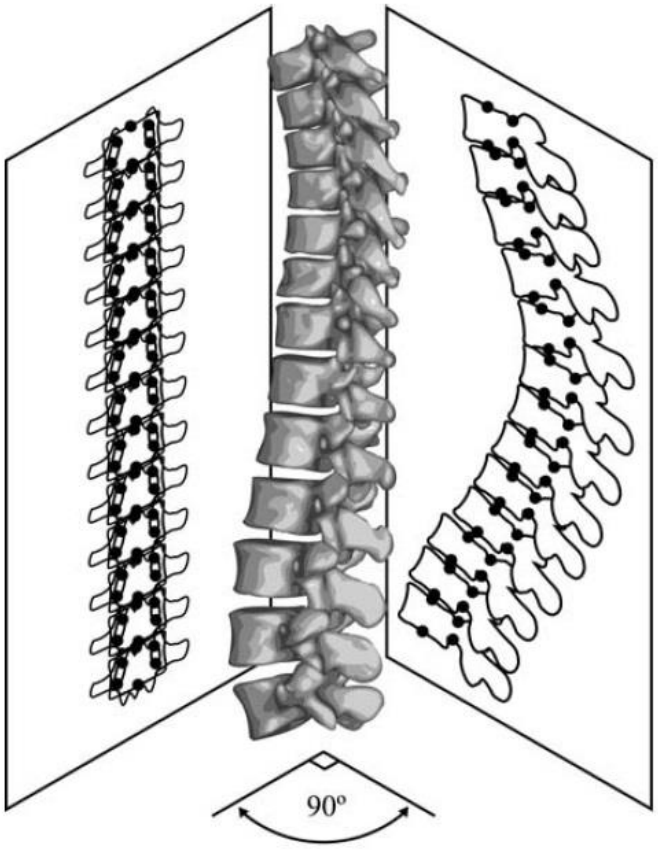
34. ábra: A legjobban illeszkedő ellipszis módszer ([23] 2. ábra részlet).



35. ábra: Az AUC módszer ([23] 2. ábra részlet).

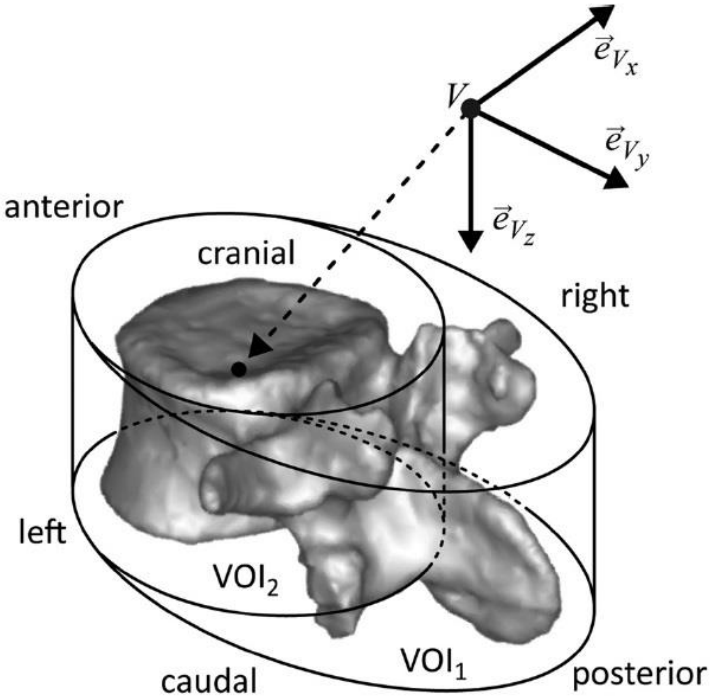
Számos háromdimenziós módszer létezik a gerinc sagittalis síkú görbületeinek, ezen belül is a lumbalis lordosisnak az értékelésére.

A gerinc térbeli ábrázolására legelőször fotogrammatikus háromdimenziós rekonstrukciót alkalmaztak [88, 89], ahol a rekonstrukció anatómiai meghatározópontok számítógépes azonosításával történt ugyanazon gerinc különböző radiológiai felvételei alapján. Egyéb háromdimenziós módszerekben [32, 90, 91, 92, 93, 94, 95, 96, 97, 98] kétsíkú vagy többsíkú röntgenográfiát használnak a gerinc térbeli ábrázolásához (36. ábra). Más módszereknél matematikai függvényekkel történik a háromdimenziós modellezés, mint például harmonikus függvények (szinusz és koszinusz függvények, Fourier-sorok) [99, 100, 101, 102, 103], polinomok [104, 105, 106] vagy splineok [93, 107, 108].

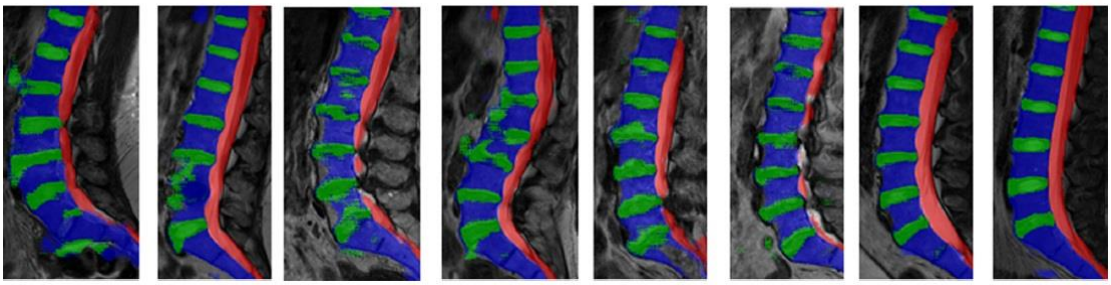


36. ábra: A gerinc háromdimenziós rekonstrukciója ([23] 3. ábra részlet).

A számítógépek fejlődésének köszönhetően egyre jellemzőbbek a biomérnöki eszközökkel való modellezések [109, 110, 111, 112] a gerinc és a lumbalis lordosis vizsgálatára (37. ábra). Továbbá a gépi tanulás és a mesterséges intelligencia megjelenésének következményeként számos kutatás [113, 114, 115, 116, 117, 118, 119, 120, 121, 122, 123, 124, 125] foglalkozik gépi automatizálással a gerinc szöveteinek (pl. csigolyák, porckorongok) felismerésére (38. ábra), valamint a gerinc paramétereinek meghatározására.



37. ábra: A gerinc csigolyájának biomérnöki modellezése ([109] 5. ábra).



38. ábra: A gerinc szöveteinek automatizált felismerése különböző abnormalitások esetén ([122] 8. ábra részlet).

1.2.2. A lumbalis lordosis általános jellemzése

A lumbalis lordosis, vagyis az ágyéki görbület, a gerinc komplex mozgási rendszerének része, mely szoros összefüggésben van a háti görbülettel és a medence dőlésével. A kutatások [39, 70, 73] alapján a nagyobb ágyéki görbület megnövekedett medence dőlést eredményez.

A görbület normális állapotának feltérképezése (főleg gyermekkorban) elengedhetetlen a testtartási abnormalitások korai detektálásában és kezelésében. A lumbalis lordosis a magzati korban kezd kialakulni, a Cobb-szög jelentős növekedése az élet első három évében történik és legalább a pubertáskorig folytatódik [39, 47, 52, 126, 127, 128, 129, 130]. A lumbalis lordosis fejlődésével kapcsolatban további kutatások szükségesek a hiányosságok pótlására és a görbület kialakulását meghatározó tényezők azonosításához.

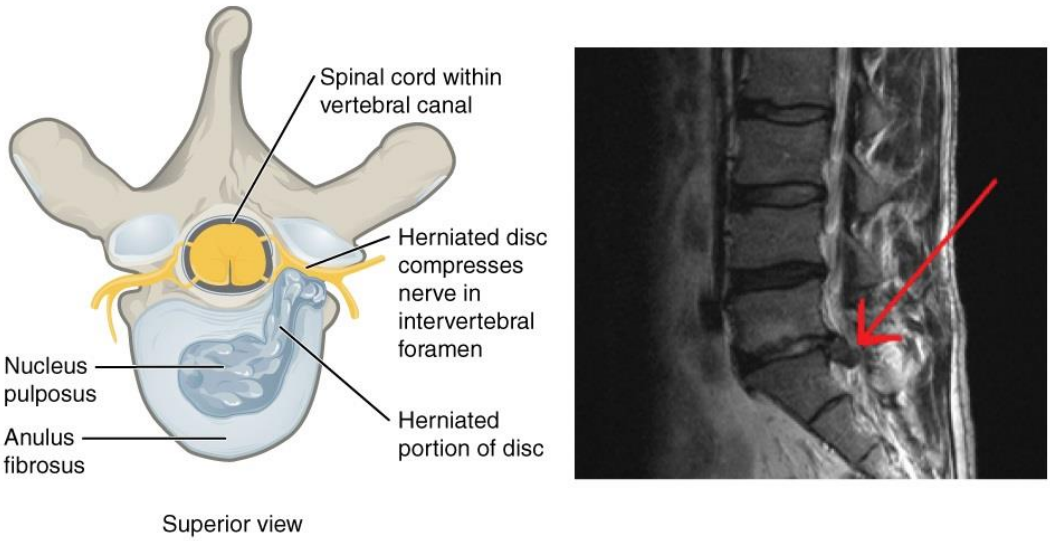
A görbület normál értékeinek meghatározásánál és a mérések összehasonlításánál további nehézséget okoz a vizsgált páciens mérési pozíciója. A kutatások során a lumbalis lordosis értékeit összehasonlítóan vizsgálják álló, ülő és fekvő (nyújtott lábbal vagy hajlított térdekkel) helyzetekben [50, 131, 132, 133, 134, 135, 136, 137, 138], illetve elemzik a karok elhelyezkedésének hatását is [132, 139, 140]. A szakértők egyetértenek abban, hogy az ágyéki görbület ülő helyzetben szignifikánsan kisebb, mint álló helyzetben [39, 50, 133, 135, 137, 138].

Nem tisztázott a lumbalis lordosis alakjának öregedési folyamata [39, 51, 75, 141, 142, 143, 144], további kutatásokra van szükség az életkor Cobb-szögre gyakorolt hatásának megértéséhez. Továbbá nem tisztázott a nemekkel való kapcsolat sem [36, 39, 51, 55, 56, 75, 141, 145, 146, 147, 148, 149, 150, 151, 152, 153], mivel egyes kutatások találtak különbséget a női és a férfi nem között, míg mások nem. A testmagasság, a testtömeg és a BMI tekintetében a kutatók egyetértenek abban, hogy az elhízás, különösen a hasi elhízás, növeli a Cobb-szöget [39, 141, 154, 155, 156, 157, 158, 159, 160]. A terhes nőknél is a lumbalis lordosis növekedése figyelhető meg [39, 155, 159, 161, 162, 163, 164]. Az etnikai hovatartozásokat figyelembe véve szintén nem tisztázottak a különbségek [39, 153, 165, 166, 167, 168, 169, 170, 171], ahol a kutatások kiterjedtek például a nigériai, az európai, az afroamerikai, a kaukázusi és a kínai populációkra. Nem egyértelmű a kapcsolat a lumbalis lordosis és a test egyes izmai között, mint például a has izmai [37, 75, 140, 142, 172, 173, 174, 175, 176], a hát izmai [140, 172, 173] vagy a

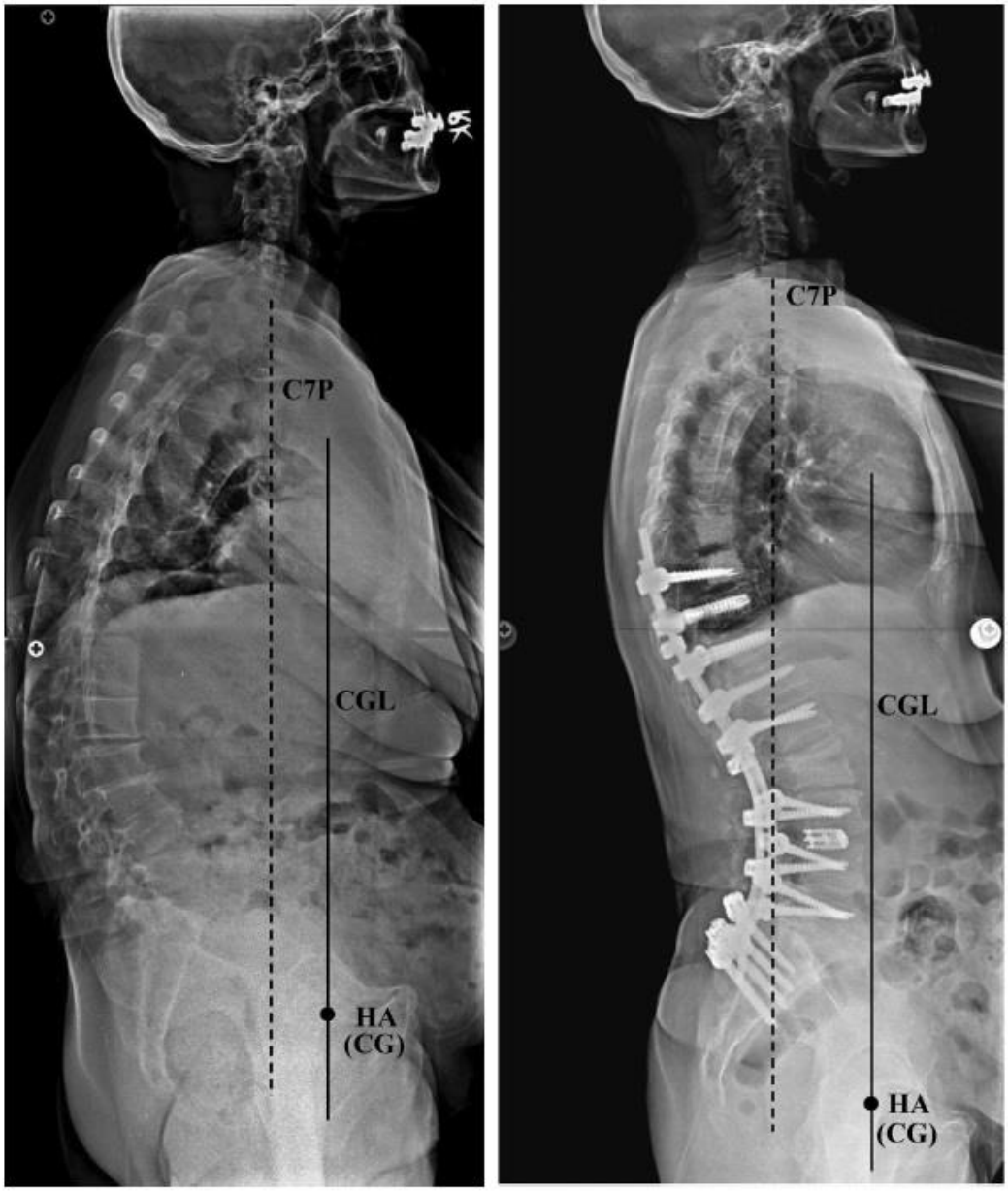
csípő izmai [157, 177, 178, 179, 180, 181, 182, 183, 184]. A kutatók arra a következtetésre jutottak, hogy a törzs izomerősségének kiegyensúlyozatlansága jelentősen befolyásolhatja az ágyéki görbületet, valamint kockázati tényező lehet a derékfájás szempontjából [39]. A sporttevékenységek és a Cobb-szög közötti kapcsolat nem teljes mértékben ismert [39, 74, 150, 185, 186, 187, 188], ahol a vizsgálatok kiterjedtek például a hosszútávú futókra, a sprinterekre, a rögbi játékosokra, a focistákra, az úszókra, a testépítőkre, a sziklamászókra, valamint balett-táncosokra. Továbbá nem tisztázott a kapcsolat a különböző foglalkozások tekintetében sem [39, 159, 189, 190].

1.3. A porckorong degeneráció mértékének meghatározása

A gerincnek számos megbetegedése létezik, mint például a gerincferdülés (scoliosis), a Scheuermann-kór, a porckorongok degeneratív elváltozása (spondylosis) vagy a porckorongsérv (discus hernia) (39. ábra). A megbetegedések kezelésére súlyosabb esetben műtéti beavatkozásra is szükség van (40. ábra).



39. ábra: A porckorongsérv ([14] 7.3. fejezet 11. ábra).

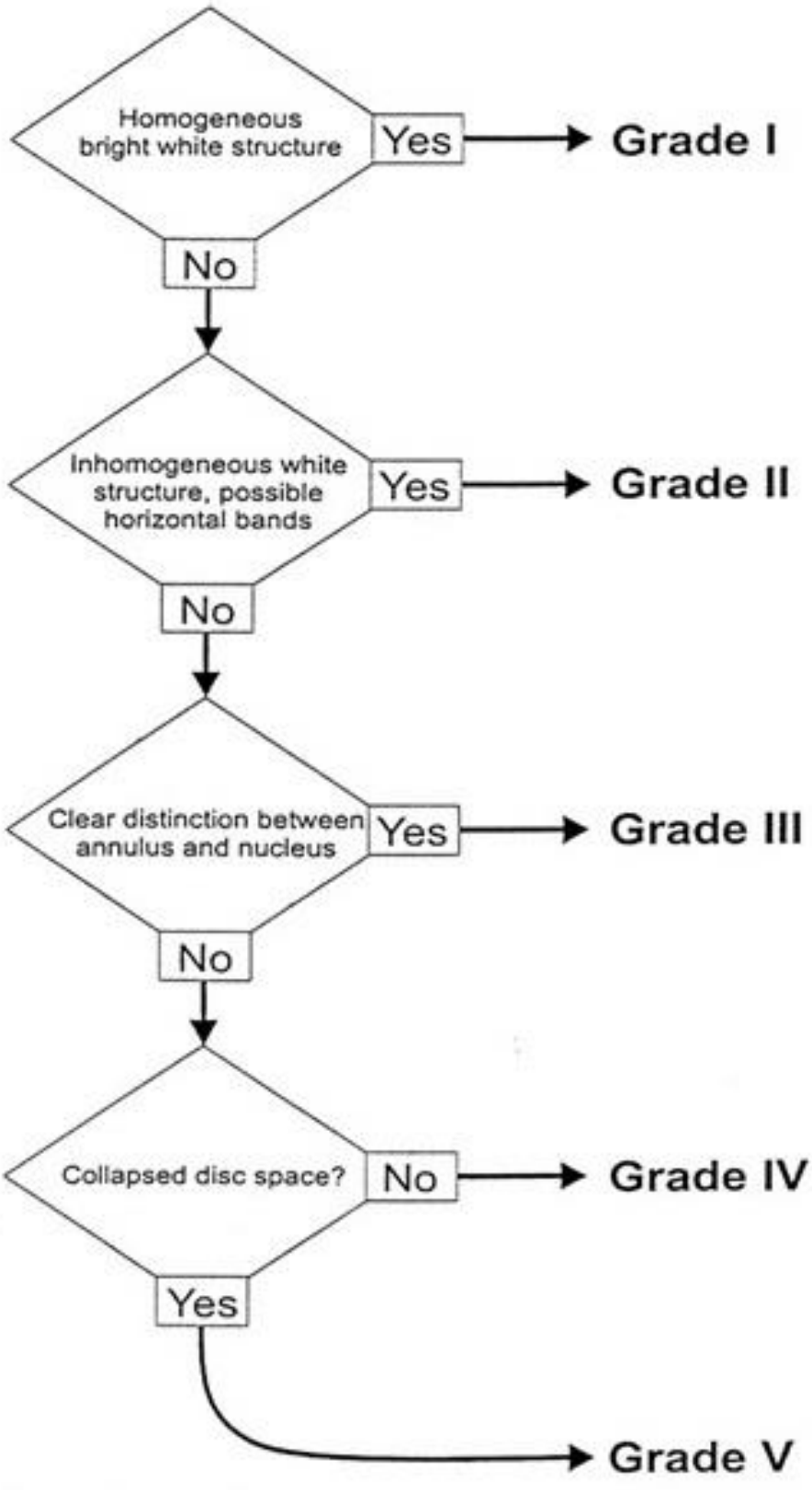


40. ábra: A gerincet érintő megbetegedés műtéti kezelése ([191] 3. ábra).

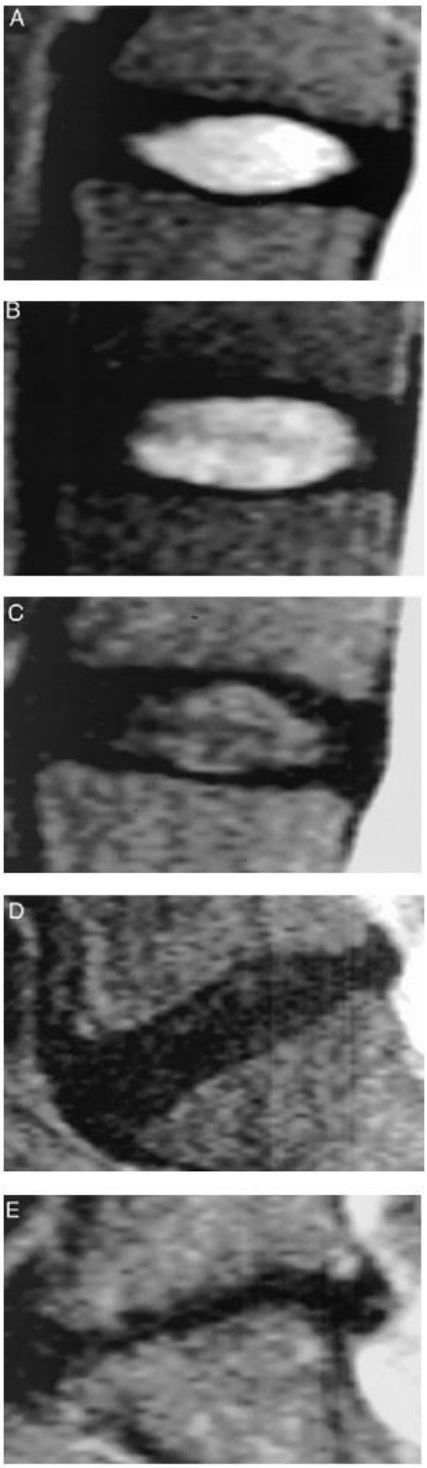
A porckorongok degeneráció mértékének meghatározásához számos osztályozó rendszer létezik, melyek különböznek a nyaki szakasznál [192, 193, 194, 195, 196, 197], illetve az ágyéki szakasznál. Az ágyéki szakaszra vonatkozó osztályozó rendszerek különféle megközelítéseket alkalmaznak az osztályozáshoz, mint például makroszkópos anatómiát [198, 199, 200, 201, 202], szövettant [203, 204, 205, 206], illetve a képalkotó eljárások közül discogramot [203, 207, 208], röntgenfelvételt [194, 209, 210, 211, 212]

vagy MRI felvételt. A képalkotó eljárások közül az MRI felvétel elfogadott eszköz a porckorongok degenerációjának vizsgálatában [213, 214, 215, 216, 217, 218, 219, 220], mivel az MRI felvételeken maga a porckorong közvetlenül vizsgálható, míg a röntgenfelvételeken csak a csontos szerkezetek értékelhetők. Az MRI felvételeken a normális porckorong éles határt mutat a nucleus pulposus és az anulus fibrosus között a jelintenzitásnak köszönhetően, ellentétben a degenerálódott porckoronggal [221, 222, 223, 224, 225, 226, 227]. Az MRI felvételeket alkalmazó módszereknél [203, 208, 225, 227, 228, 229,] T2-súlyozott sagittalis síkú MRI felvételeken végzik az elemzéseket, de bizonyos osztályozó rendszerekkel [203, 208, 228, 229] kapcsolatban probléma, hogy bevezetésüknél független értékelők nem tesztelték a módszer megbízhatóságát [230], kivéve a Pfirrmann-féle skálát [225] és a módosított Pfirrmann-féle skálát, vagyis a Griffith-féle skálát [227].

A Pfirrmann-féle skála széles körben elfogadott és klinikailag alkalmazott skála az ágyéki porckorong degeneráció mértékének meghatározására [225, 230, 231, 232, 233, 234, 235], mely a vizsgálatok alapján jó leolvasási megbízhatósággal rendelkezik [225, 227, 230, 236]. Ez az osztályozó rendszer egy algoritmus szerint öt kategóriába sorolja az adott porckorongot a struktúra, a nucleus pulposus és az anulus fibrosus megkülönböztetése, a jel intenzitása, valamint a porckorong összeesettsége alapján (41. ábra). A skálán 1-től 5-ig találhatók a kategóriák, ahol az 5-ös kategória jelöli a legsúlyosabb elváltozást (42. ábra).



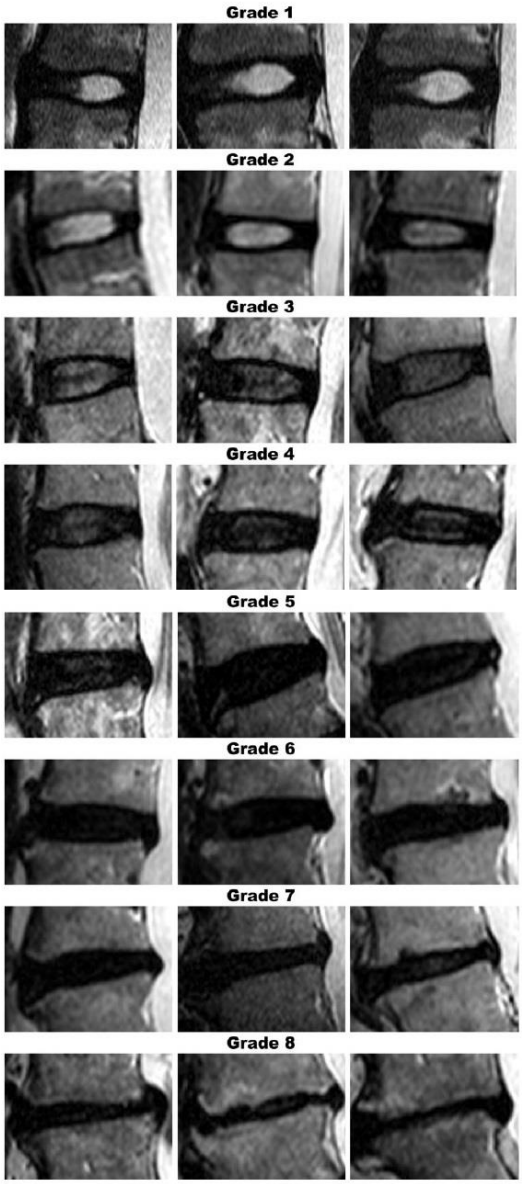
41. ábra: A Pfirrmann-féle skála osztályozó algoritmusa ([225] 2. ábra).



42. ábra: A Pfirrmann-féle skála kategóriái ([225] 1. ábra).

Megjegyzés: Az A, B, C, D és E jelöli az 1-es, 2-es, 3-as, 4-es és 5-ös kategóriát.

A Griffith-féle skála [227] a Pfirrmann-féle skála módosított változata, mely a vizsgálatok alapján szintén jó leolvasási megbízhatósággal rendelkezik [227, 236]. Ez az osztályozó rendszer nyolc kategóriába sorolja az adott porckorongot a nucleus pulposus és az anulus fibrosus megkülönböztetése, a jel intenzitása, valamint a porckorong összeesettsége alapján. A Griffith-féle skála az idősebb korosztály precízebb vizsgálatához lett kifejlesztve, mely a Pfirrmann-féle skálával ellentétben, több kategóriát különböztet meg a porckorong összeesettség mértékének mérésére vonatkozóan. A skálán 1-től 8-ig találhatók a kategóriák, ahol a 8-as kategória jelöli a legsúlyosabb elváltozást (43. ábra).



43. ábra: A Griffith-féle skála kategóriái ([227] 1. ábra).

1.4. Feltárt és tudományosan vizsgálandó hiányosságok

A lumbalis lordosis mérésével és az őt meghatározó tényezőivel kapcsolatban számos különböző nézőpont és tisztázatlan kérdés van. Különböző megközelítések léteznek a mérésnél alkalmazott csigolyák számánál vagy a vizsgálandó páciensek mérési pozíciójánál. Továbbá nem tisztázott a kapcsolat a lumbalis lordosis és az életkor, a nem, az etnikai hovatartozás, a sporttevékenységek, valamint a foglalkozások között.

A témakör esetén a háttérben meghúzódó összefüggések felfedezéséhez nagyon fontos megvizsgálni a derékfájdalomnak, a porckorongok degenerációjának és a lumbalis lordosis alakjának (mind globális, mind lokális szinten) a kapcsolatát.

- A szakirodalomban számos tanulmány vizsgálta a kapcsolatot a lumbalis lordosis és a gerinc degenerációs megbetegedései között [17, 19, 48, 51, 71, 85, 146, 237, 238, 239, 240, 241, 242, 243, 244]. A lumbalis lordosis globális alakja és a porckorongok degenerációja között a kutatók nem találtak egyértelmű kapcsolatot [39].
- Egy másik fontos kérdés a lumbalis lordosis és a derékfájdalom közötti kapcsolat. A szakirodalomban számos tanulmány vizsgálta a kapcsolatot a lumbalis lordosis és a derékfájdalom között [141, 143, 245, 246, 247, 248, 249]. A kutatások alapján nincs bizonyíték a sagittalis gerincgörbék és az egészség között, beleértve a gerincfájdalmat is [250]. Továbbá nem világos annak a kérdése, hogy a derékfájdalomban szenvedőknél eltérő-e a lumbalis lordosis globális alakja az egészségesekkel szemben, vagy nem [39].
- Egyes kutatók kapcsolatba hozták egymással a derékfájdalmat és az ágyéki porckorongok degenerációját [251, 252, 253].

Az ellentmondás a következőképpen magyarázható: a lumbalis lordosis nem egyenletes eloszlású és a teljes görbület nagy része az alsó két szakaszban (L4-L5 és L5-S1) található [69, 72], ahol a legtöbb porckorongsérv előfordul (körülbelül 95%) [254, 255, 256, 257]. Ezek alapján lehetséges, hogy kapcsolat van a lumbalis lordosis globális alakjának lokális eloszlása és a porckorongok degenerációja között, melynek vizsgálatához további elemzésekre van szükség.

A szakirodalomban a lumbalis lordosis geometriai alakjának mérésére számtalan eljárás létezik, de az egyes módszerek számos hátránnyal és korláttal rendelkeznek. Az általánosan elfogadott Cobb-szög legjelentősebb korlátja magából a definiálásából származik. A Cobb-szög alapvetően egy körívvel közelíti a gerinc ágyéki szakaszát, ezért két különböző típusú gerincgörbület eredményezheti ugyanazt a szögértéket. Ebből kifolyólag a Cobb-szög nem tartalmaz információt az ágyéki szakasz eloszlásáról.

Egyéb matematikai módszerek is léteznek a gerinc görbületének becslésére, viszont általánosan elmondható, hogy ezen eljárások leírása nagyon technikai vagy a módszerekhez tartozó mérések speciális eszközök használatát igénylik. Ezen okok miatt a klinikai gyakorlatban napi használatuk nehézkes.

A szakirodalmat áttekintve, hiányzó láncszemként jelentkezett egy olyan vizsgálati módszer, mely a mindennapos klinikai gyakorlatban egyszerűen kivitelezhető, továbbá információval szolgál az orvosoknak, terápiás szakembereknek a gerinc ágyéki szakaszának komplex geometriai jellemzőiről, melyek kutatási eredmények alapján összefüggésbe hozhatók a lumbalis rész degeneratív morfológiai elváltozásaival.

2. CÉLKITŰZÉSEK

A szakirodalom alapján a témakörben számos tudományosan vizsgálandó hiányosság tapasztalható, mint például a lumbalis lordosis geometriai alakját pontosan és hatékonyan mérő módszer megléte, a lumbalis lordosis eloszlását jellemző megbízhatóan és egyszerűen megadható kvantitatív paraméter megléte vagy a lumbalis lordosis eloszlása és az ágyéki porckorongok degenerációja közötti kapcsolat pontos ismerete.

A tudományos szakirodalomban feltárt hiányosságokat figyelembe véve a doktori értekezésem célkitűzései a következők:

1. Kidolgozni egy új matematikai módszert, mely a lumbalis lordosis geometriai alakját az eddig ismert módszereknél pontosabban méri.

2. Kidolgozni egy új kvantitatív paramétert, mely a lumbalis lordosis eloszlását jellemzi.

3. Kapcsolatba hozni a lumbalis lordosis eloszlását az ágyéki porckorongok degenerációjával az új kvantitatív paraméter segítségével.

4. Kifejleszteni egy új informatikai szoftvert, amely az új módszeren alapul, és a kutatás eredményeit elérhetővé teszi a klinikai gyakorlat számára.

3. MÓDSZEREK

3.1. Vizsgálati minta bemutatása

A vizsgált páciensek (N = 60 fő) random módon lettek kiválasztva a járóbeteg-ellátásból, és mindannyian derékfájási panaszokkal rendelkeztek. Az összes olyan páciens ki lett zárva, akinek daganata, jelentős deformitása, gerincvelői rendellenessége, korábbi gerinc traumája vagy műtéte volt. A kutatás a helyi (Budavári Önkormányzat Egészségügyi Szolgálata) Kutatásetikai Bizottságtól hozzájárulás kapott, a vizsgálatban használt összes anonimizált MRI felvétel klinikai diagnózis céljából készült, melyek T2-súlyozott (FSE) sagittalis síkú felvételek.

3.2. Statisztikai elemzések

A statisztikai elemzéseknél a szignifikancia szintet 0,05 értéknél határoztam meg ($p < 0,05$) és kétoldalú teszteket alkalmaztam, valamint az adatok feldolgozása a Microsoft Excel 2016, az IBM SPSS Statistics 25.0 (SPSS, Chicago, IL) és a Statistica 13.4 (TIBCO Software Inc.) programokkal történtek.

3.2.1. A vizsgálati minta leíró statisztikai elemzése

A vizsgált páciensek esetén az élettani alapadatok kerültek felvételre: életkor (44,2 ± 14,3 év), testmagasság (170,9 ± 10,2 cm), testtömeg (73,7 ± 14,3 kg). Ezen adatokból meghatározható volt a BMI, vagyis a testtömegindex (25,2 ± 4,4 kg/m^2). A normalitás vizsgálatához a Shapiro-Wilk W tesztet, a nemek közötti összehasonlításhoz független két mintás t-tesztet használtam. Azokban az esetekben, ahol a normalitás nem teljesült, a független két mintás t-teszt nemparaméteres megfelelőjét, a Mann-Whitney U tesztet alkalmaztam. Ahol esedékes volt, ott a szignifikáns hatás mértékének kifejezésére a Cohen-féle d értéket is megadtam [258].

3.2.2. Megbízhatósági elemzések

3.2.2.1. A saját fejlesztésű szoftver megbízhatósági elemzése

Az első megbízhatósági elemzésem során az általam fejlesztett szoftver megbízhatóságát vizsgáltam. A szakirodalomban számos tanulmány található, melyekben értékelőkre vonatkozó osztályon belüli, valamint osztályok közötti megbízhatósági vizsgálatot végeztek a lumbalis lordosis kapcsán [35, 37, 259, 260], elemzéseimet ezekkel összhangban végeztem el.

Először az adott MRI felvételt kell betölteni a szoftverbe, majd ezek után a felhasználónak manuálisan ki kell jelölnie a mérési pontokat. Az új szoftverben történő

mérési pontok kijelölésének megbízhatósági elemzése elengedhetetlen, mivel a kijelölés pontossága meghatározza a később kiszámolt paraméterek minőségét. Az új szoftver segítségével az MRI felvételeket két értékelő vizsgálta meg egymástól függetlenül. Öt nap elteltével a két értékelő szintén egymástól függetlenül megismételte a mérést. A szoftver által megadott mérési pontok koordinátái rögzítésre kerültek egy Microsoft Excel táblázatban, majd az adatok az IBM SPSS programmal kerültek kiértékelésre.

Az adott értékelő első és második mérésének egymáshoz viszonyított megbízhatósági elemzésénél (intraobserver reliability) osztályon belüli korrelációt alkalmaztam az osztályon belüli korrelációs együtthatóval (ICC) kifejezve. Pontosabban az ICC (2,1) modell és a hozzá tartozó 95%-os konfidenciaintervallumok kerültek meghatározásra [261, 262]. A megbízhatóság minőségét és az ICC értékeket a Winer-féle skála [263] alapján értékeltem, mely a következő:

- 0 és 0,24 között gyenge,
- 0,25 és 0,49 között alacsony,
- 0,50 és 0,69 között átlagos,
- 0,70 és 0,89 között jó,
- 0,90 és 1 között kiváló.

A két független értékelő méréseik közötti megbízhatósági elemzésénél (interobserver reliability) osztályok közötti korrelációt alkalmaztam a Pearson-féle r együtthatóval kifejezve. Számos szabály és javaslat létezik az r abszolút értékének alkalmazásához a korreláció kifejezésére [264]. A megbízhatóság minőségét és a Pearson-féle r együtthatók abszolút értékét az Evans-féle skála [265] alapján értékeltem, mely a következő:

- 0 és 0,19 között nagyon gyenge,
- 0,20 és 0,39 között gyengébb,
- 0,40 és 0,59 között jelentős,
- 0,60 és 0,79 között erős,
- 0,80 és 1 között nagyon erős.

Az értékelőnkénti mérési hibák, egyszempontos varianciaanalízis felhasználásával, az osztályokon belüli szórások 2,77-szeresével lettek meghatározva [266].

3.2.2.2. A porckorong degeneráció vizsgálat megbízhatósági elemzése

A második megbízhatósági elemzésem során az elvégzett porckorong degeneráció vizsgálat megbízhatóságát vizsgáltam. A szakirodalomban számos tanulmány található, melyekben értékelőkre vonatkozó osztályok közötti megbízhatósági vizsgálatot végeztek az ágyéki porkorongok degenerációja kapcsán [206, 212, 225, 230], elemzéseimet ezekkel összhangban végeztem el.

A gerinc porckorong degeneráció mértékének meghatározásához számos osztályozó rendszer létezik. Elemzésemben a Pfirrmann-féle skálát [225] használtam, mivel leggyakrabban ezt a széles körben elfogadott és klinikailag alkalmazott skálát szokás használni az ágyéki porckorong degeneráció mértékének meghatározásához [225, 230, 231, 232, 233, 234, 235]. Az adott MRI felvétel esetén az öt ágyéki porckorong (L1-L2, L2-L3, L3-L4, L4-L5 és L5-S1 porckorong) degenerációs értékei lettek meghatározva. A degenerációs értékek megbízhatósági elemzése elengedhetetlen, mivel a mérés pontossága meghatározza a későbbi elemzések minőségét. A Pfirrmann-féle skála [225] segítségével az MRI felvételeket két értékelő vizsgálta meg egymástól függetlenül. Az értékelők által megadott mérési értékek rögzítésre kerültek egy Microsoft Excel táblázatban, majd az adatok az IBM SPSS programmal kerültek kiértékelésre.

A két független értékelő mérései közötti megbízhatósági elemzésénél osztályok közötti korrelációt alkalmaztam az egyetértési százalékkal és a Cohen-féle kappa értékkel kifejezve [267]. A megbízhatóság minőségét és a kappa értéket a Landis-Koch-féle skála [268] alapján értékeltem, mely a következő:

- 0 és 0,20 között enyhe,
- 0,21 és 0,40 között elégséges,
- 0,41 és 0,60 között közepes,
- 0,61 és 0,80 között lényeges,
- 0,81 és 1 között kiváló.

3.2.3. A morfológiai jellemzők leíró statisztikai elemzése

A vizsgált páciensek esetén az új matematikai módszeren alapuló saját fejlesztésű szoftver segítségével lettek lemérve a gerinc morfológiai jellemzői: a sztenderdként használt Cobb-szög és a bevezetett új paraméterek (*Ró-szög, Kitérési százalék, Kiterjedési százalékok*). A szoftver megbízhatósági vizsgálata során minden MRI felvétel két értékelő által lett lemérve kétszer, ezért a további elemzéseknél mindegyik morfológiai jellemző esetén ennek a négy adatnak az átlaga került megvizsgálásra. A Cobb-szög számításának számos megközelítése létezik. Az elemzéseimben a Cobb-szög az L1 csigolya felső zárólemeze és az L5 csigolya alsó zárólemeze között lett meghatározva, mivel a lumbalis lordosis értékelésének ez a leggyakoribb módszere [36, 37, 39].

Normalitás vizsgálatához a Shapiro-Wilk W tesztet, a nemek közötti összehasonlításhoz független két mintás t-tesztet használtam. Azokban az esetekben, ahol a normalitás nem teljesült, a független két mintás t-teszt nemparaméteres megfelelőjét, a Mann-Whitney U tesztet alkalmaztam. Ahol esedékes volt, ott a szignifikáns hatás mértékének kifejezésére a Cohen-féle d értéket is megadtam [258].

3.2.4. Korrelációszámítások

3.2.4.1. A morfológiai jellemzők közötti korrelációk

Az első korrelációszámításomat a morfológiai jellemzők közötti kapcsolatok elemzéséhez végeztem el. A vizsgált morfológiai jellemzők a Cobb-szög és a bevezetett új paraméterek (*Ró-szög, Kitérési százalék, Kiterjedési százalékok*). A normalitás vizsgálatához a Shapiro-Wilk W tesztet alkalmaztam. A normalitás teljesülése esetén a Pearson-féle r együtthatót, valamint, ahol a normalitás nem teljesült, a nemparaméteres Spearman-féle korrelációt használtam (az r_ϱ együtthatóval kifejezve) [258]. A korreláció minőségét, valamint az r és r_ϱ együtthatók abszolút értékét az Evans-féle skála [265] alapján értékeltem.

3.2.4.2. A morfológiai jellemzők és a porckorong degeneráció közötti korreláció

A második korrelációszámításomat a morfológiai jellemzők és a porckorong degeneráció közötti kapcsolat elemzéséhez végeztem el. A vizsgált morfológiai jellemzők a Cobb-szög és a bevezetett új paraméterek (*Ró-szög, Kitérési százalék, Kiterjedési százalékok*), valamint a porckorongok degenerációjának a mértéke a Pfirrmann-féle skála [225] alapján lett meghatározva az öt ágyéki porckorongra (L1-L2, L2-L3, L3-L4, L4-L5

és L5-S1 porckorong) vonatkozóan. A degenerációs értékek a megbízhatósági vizsgálatból származnak, ahol az első értékelő mérési adatai lettek elemezve, mivel ő volt a legtapasztaltabb szakember. (A két értékelő mérési adatainak átlagolása nem jöhetett szóba, mert a skála alapján a degenerációs értékeknek egész számoknak kell lenniük.) A normalitás vizsgálatához a Shapiro-Wilk W tesztet alkalmaztam. A normalitás teljesülése esetén a Pearson-féle r együtthatót, valamint, ahol a normalitás nem teljesült, a nemparaméteres Spearman-féle korrelációt használtam (az r_ϱ együtthatóval kifejezve) [258]. A korreláció minőségét, valamint az r és r_ϱ együtthatók abszolút értékét az Evans-féle skála [265] alapján értékeltem.

3.2.5. Kontroll csoporttal történő összehasonlítás

A kutatásom során kontroll csoporttal történő összehasonlító elemzést is végeztem. A vizsgálatba bevont páciensek random módon lettek kiválasztva a járóbeteg-ellátásból és mindannyian derékfájási panaszokkal rendelkeztek, ezért is fordultak orvoshoz. Viszont a fájdalom erőssége és típusa páciensenként változó volt, valamint az MRI felvételekből is látszik, hogy ezekhez különböző szintű porckorong degenerációk tartoztak. Kontroll csoportomat nem a derékfájdalom megléte vagy típusa alapján alakítottam ki, hanem a porckorong degeneráció mértéke alapján, mivel a célom az új módszeremnek és az új morfológiai jellemzőimnek, az ágyéki porckorongok degenerációjával való kapcsolatba hozatala volt.

A porckorongok degenerációjának a mértéke a Pfirrmann-féle skála [225] alapján lett meghatározva az öt ágyéki porckorongra (L1-L2, L2-L3, L3-L4, L4-L5 és L5-S1 porckorong) vonatkozóan. Ez a skála egy ötfokozatú skála 1-től 5-ig, ahol az 5-ös kategória jelöli a legsúlyosabb elváltozást. A kontroll csoport kialakításához a vizsgálati pácienseket két részre osztottam szét az ágyéki porckorongok degenerációs kategóriái alapján. A vizsgált páciensek közül azok kerültek a kontroll csoportba, akiknek minden degenerációs értéke 1-es, 2-es vagy 3-as kategóriájú volt. Tehát azokat tekintettem beteg pácienseknek, akik rendelkeztek legalább egy 4-es vagy egy 5-ös kategóriájú porckoronggal. Ez a kialakítás összhangban van a szakterületen más kutatók [269] által elvégzett egészséges-beteg szeparálásokkal.

A meglévő elsőkörös vizsgálati minta mellé szükséges volt egy másodikkörös vizsgálati minta felvétele a megfelelő esetszám elérése érdekében. A másodikkörös vizsgálati minta felvételi körülményei megegyeztek az elsőkörös vizsgálati minta

felvételi körülményeivel. Ezek alapján az elemzéshez már megfelelő esetszámú kontroll csoportot lehetett kialakítani. Az elsőkörös vizsgálati mintát szétbontottam egy beteg és egy egészséges csoportra, valamint ezek mellé került be a másodikkörös egészséges páciensek csoportja. Tehát három csoportot alakítottam ki: az elsőkörös egészséges csoport, az elsőkörös beteg csoport és a másodikkörös egészséges csoport.

A kontroll csoport kialakításához az elsőkörös és a másodikkörös egészséges csoportok kerültek összevonásra. Ezen összevonás helyességének igazolására először elemeztem a kialakított csoportok leíró statisztikai adatait. Majd a szórás homogenitásának megvizsgálására a Levene-féle tesztet alkalmaztam.

Továbbá a csoportok közötti eltérések kimutatására varianciaanalízist, valamint a páronkénti összehasonlításhoz a post hoc eljárások közül a konzervatív Scheffe-féle tesztet használtam. Eredményeim megerősítésére a nemparaméteres eljárások közül a Kruskal-Wallis-féle tesztet is elvégeztem [258]. Ezek után az összevont kontroll csoportot hasonlítottam össze a kialakított beteg csoporttal ugyanezen módszerek szerint.

3.2.6. Diszkriminancia-analízis a degenerációs osztályok meghatározásához

Az ágyéki porckorongokra vonatkozó degenerációs osztályok kialakítására és ezen osztályok jelzésére diszkriminancia-analízist alkalmaztam [270].

A porckorongok degenerációjának a mértéke a Pfirrmann-féle skála [225] alapján lett meghatározva az öt ágyéki porckorongra vonatkozóan. A degenerációs osztályok kialakításához megvizsgáltam az öt degenerációs érték mediánjának, és az átlagának felhasználási lehetőségét is. Minden páciensre vonatkozóan meghatároztam az öt degenerációs érték mediánját és átlagát. Például, ha a páciens ágyéki porckorongjainak a degenerációs értékei 3-4-4-5-5, akkor a medián 4 és az átlag 4,2. Az osztályok kialakításához az SPSS Visual Binning modellezőjét használtam.

A kialakított degenerációs osztályok vizsgálatánál elemeztem a leíró statisztikai adatokat, a szórás homogenitásának megvizsgálására a Levene-féle tesztet alkalmaztam. Továbbá az osztályok közötti eltérések kimutatására varianciaanalízist, valamint a páronkénti összehasonlításhoz a post hoc eljárások közül a konzervatív Scheffe-féle tesztet használtam. Eredményeim megerősítésére a nemparaméteres eljárások közül a Kruskal-Wallis-féle tesztet is elvégeztem [258].

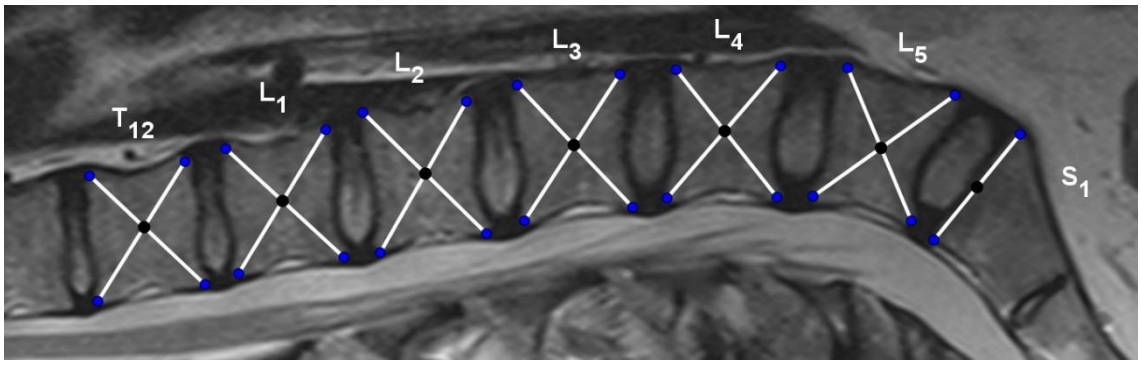
4. EREDMÉNYEK

4.1. A lumbalis lordosis új matematikai értékelése

A lumbalis lordosis alakjának értékelésére az új matematikai módszer során interpolációt alkalmaztam, mivel a célom az volt, hogy az eddig ismert módszereknél pontosabb közelítését adjam meg a gerinc vonalának. Az interpoláció egy matematikai közelítő módszer, ahol egy függvény nem ismert értékeire az ismert értékek alapján adunk közelítést. Az interpolációs módszerek több osztályba sorolhatók a közelítő függvény típusa alapján. A lineáris interpoláció a legegyszerűbb interpolációs módszer, viszont az így kapott megközelítés durva és várhatóan nagy eltéréseket fog eredményezni. Ha a valódi összefüggés lineáris, akkor az interpoláció tökéletes közelítést produkál, viszont változatos görbe esetén az eltérés jelentőssé válhat és lényeges pontatlanságra számíthattunk. A lineáris interpolációnál összetettebb módszer a Lagrange-féle interpoláció, mely egy globális interpolációs módszer, ahol a közelítő függvény egy polinom. A Lagrange-féle interpoláció nagy előnye, a lineáris interpolációval szemben, a függvény simasága, valamint deriváltjainak folytonossága. Ezen okok miatt nagyon sok esetben jobb megközelítést lehet elérni vele, mint a lineáris közelítéssel. A Lagrange-féle interpoláció esetén egy olyan közelítő polinomról van szó, melynek fokszáma az ismert pontok számával növekszik, ezért leglényegesebb hátránya, hogy bizonyos esetekben indokolatlanul erőteljes hullámzások jelennek meg a polinom grafikus képében két egymást követő ismert pont között. A Lagrange-féle interpoláció ezen hátrányának megjelenésekor a kiküszöbölésére splineokat szokás használni, melyek szakaszosan parametrikus polinomokkal leírt görbék.

A gerinc anatómiai tulajdonságai miatt a lineáris interpoláció alkalmazása nem adott megfelelően precíz eredményt. Végül az új matematikai módszerben Lagrange-féle interpolációt [271] alkalmaztam, mivel ez az eljárás bizonyult a legalkalmasabbnak és a legjobban kivitelezhetőnek a gerinc tulajdonságait is figyelembe véve, melyet a szakorvosi vélemény is megerősített. A Lagrange-féle interpoláció esetén a gerinc alakjának közelítése egy polinommal történik, mely sokkal pontosabban írja le a gerinc alakját, mint a lineáris interpoláció során adódó közelítő függvény. A gerinc viszonylag kötöttebb alakja miatt nem volt tapasztalható a Lagrange-féle interpoláció esetén fellépő általános probléma, vagyis a közelítő polinom erőteljes hullámzása, ezért nem volt szükség splineok alkalmazására.

Az új módszer során először a felhasználónak az új szoftverben ki kell jelölni az utolsó háti csigolya (Th12 csigolya) és az öt ágyéki csigolya (L1, L2, L3, L4 és L5 csigolya) alsó és felső sarkait, valamint az első keresztcsonti csigolya (S1 csigolya) felső két sarkát. Ezek a kijelölt pontok hat csigolya középpontot és egy felső zárólemez felezőpontot határoznak meg (44. ábra). A lumbalis lordosis és a hozzátartozó porckorongok teljeskörű vizsgálata érdekében, az új módszerben kijelölésre került az ágyéki csigolyák mellett az utolsó háti csigolya (Th12 csigolya) és az első keresztcsonti csigolya (S1 csigolya) is. Továbbá szakorvosi vélemény alapján lett az első keresztcsonti csigolya (S1 csigolya) esetén a felső zárólemez felezőpontja meghatározva, a csigolya középpontja helyett.



44. ábra: A csigolya sarkok kijelölése.

Ezek után az új matematikai módszer lépései a következők:

1. Legyen a $P_0(x_0, y_0) = P_0(0,0)$ pont az utolsó háti csigolya (Th12 csigolya) lemért középpontja, ahol az első és a második koordináta is nulla. (Tehát a $P_0(0,0)$ pont az origó.)
2. Legyen a $P_i(x_i, y_i)$ pont az L*i* ágyéki csigolya lemért középpontja, ahol az $i = 1,2,3,4,5$.
3. Legyen a $P_6(x_6, y_6) = P_6(x_6, 0)$ pont az első keresztcsonti csigolya (S1 csigolya) felső zárólemezének lemért felezőpontja, ahol a második koordináta nulla. (Tehát az x tengely a $P_0(0,0)$ pont és a $P_6(x_6, 0)$ pont által van meghatározva.)
4. A vizsgált gerinc szakasz az x tengely felett helyezkedik el.

5. Legyen az interpolációs polinom az $[x_0, x_6]$ intervallumon a

$$p(x) = \sum_{i=0}^{6} y_i \cdot L_i(x)$$

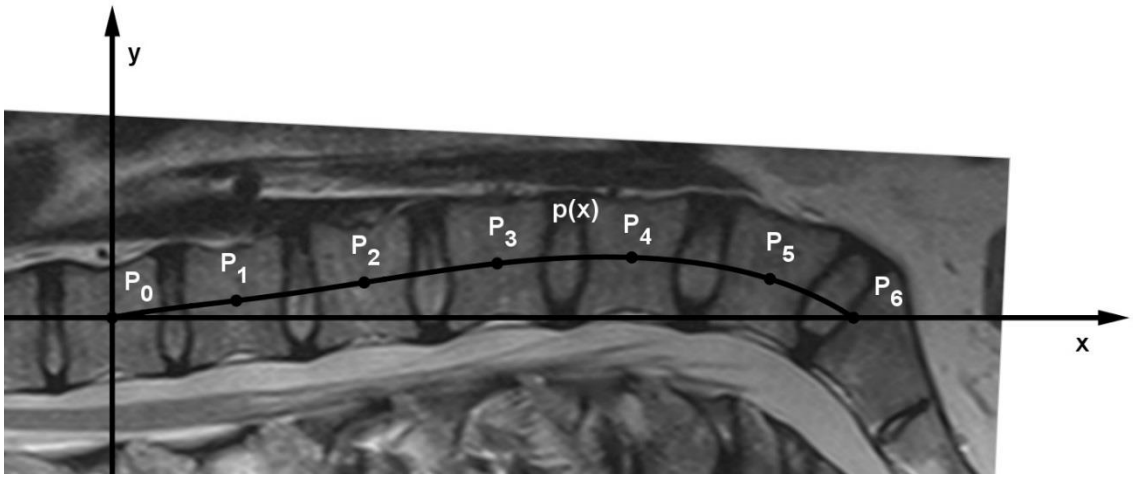
függvény, ahol az ún. Lagrange-féle alappolinomok az

$$L_i(x) = \prod_{\substack{k=0 \\ k \neq i}}^{6} \frac{x - x_k}{x_i - x_k}$$

függvények.

A Lagrange-féle interpoláció segítségével pontosan egy ilyen interpolációs polinom illeszthető a gerinc vonalára, emiatt ez a $p(x)$ polinom egyedi. Továbbá ez az interpolációs polinom folytonos, deriválható és integrálható is, valamint a vizsgált $[x_0, x_6]$ intervallumon felveszi a minimumát és a maximumát.

Az ismertetett új eljárás lényege, hogy a mérési pontok által meghatározott középpontok segítségével a gerinc alakja egy egyedi polinommal közelíthető (45. ábra), amely sokkal pontosabb közelítést ad meg, mint egy egyszerű körív vagy egy ellipszis. A bevezetett új matematikai eljárásnak a neve: *SRD-módszer*, ami a Sándor-Ráthonyi-Dinya módszer rövidítése.



45. ábra: A lumbalis lordosis értékelése az új *SRD-módszerrel*.

4.2. A lumbalis lordosis eloszlásának új jellemzése

A lumbalis lordosis alakjának új értékelésén túl további célom volt kidolgozni egy, a bevezetett új matematikai módszeren alapuló, új kvantitatív paramétert, mely a lumbalis lordosis eloszlását jellemzi és kapcsolatba hozható az ágyéki porckorongok degenerációjával.

Az *SRD-módszerben* bevezetett egyedi interpolációs polinomnak kedvező matematikai tulajdonságai vannak, mivel folytonos, deriválható és integrálható is, valamint a vizsgált $[x_0, x_6]$ intervallumon felveszi a minimumát és a maximumát. Ezen jó tulajdonságokat kihasználva új morfológiai paramétereket vezettem be a lumbalis lordosis lokális viselkedésének jellemzésére. Az új morfológiai paraméterek bevezetése során, szakorvosi véleménnyel összhangban és támogatva, a célom olyan paraméterek kifejlesztése volt, melyek segítségével mérhető az ágyéki gerinc hasi irányba történő elhajlása, valamint mérhető az ágyéki gerinc görbületének koncentrálódása, továbbá jellemezhető a globális lumbalis lordosis lokális eloszlása.

A bevezetett új morfológiai jellemzők a következők:

1. *Ró-szög* (ρ):

   Legyen az $S(x_S, y_S)$ pont a $p(x)$ interpolációs polinom maximuma az $[x_0, x_6]$ intervallumon. (Az elmélet alapján a polinom többször is felvehetné az adott intervallumon a maximumát, de a gyakorlatban a gerinc alakjának tulajdonságai miatt csak pontosan egyszer veszi azt fel, így ez a pont egyértelmű.) Legyen a $Z(x_S, 0)$ pont az S pont merőleges vetülete az x tengelyre. Legyen a *Ró-szög* a P_0SZ derékszögű háromszögnek az ZP_0S szöge.

   Szemléletesen a *Ró-szög* (fokban kifejezve) megadja a vizsgált intervallumban a lumbalis lordosis maximális elhajlását az x tengelytől (Th12 csigolya és S1 csigolya vonala) (46. ábra).

2. *Kitérési százalék* (*K*):

   Legyen a *Kitérési százalék* a

   $$K = \frac{x_S}{x_6} \cdot 100$$

   érték.

   Szemléletesen a *Kitérési százalék* (százalékban kifejezve) megadja a vizsgált intervallumban a lumbalis lordosis maximális elhajlásának a helyét (46. ábra).

3. *Kiterjedési százalékok* (A_1, A_2, A_3, A_4, A_5, A_6):

   Legyenek a *Kiterjedési százalékok* az

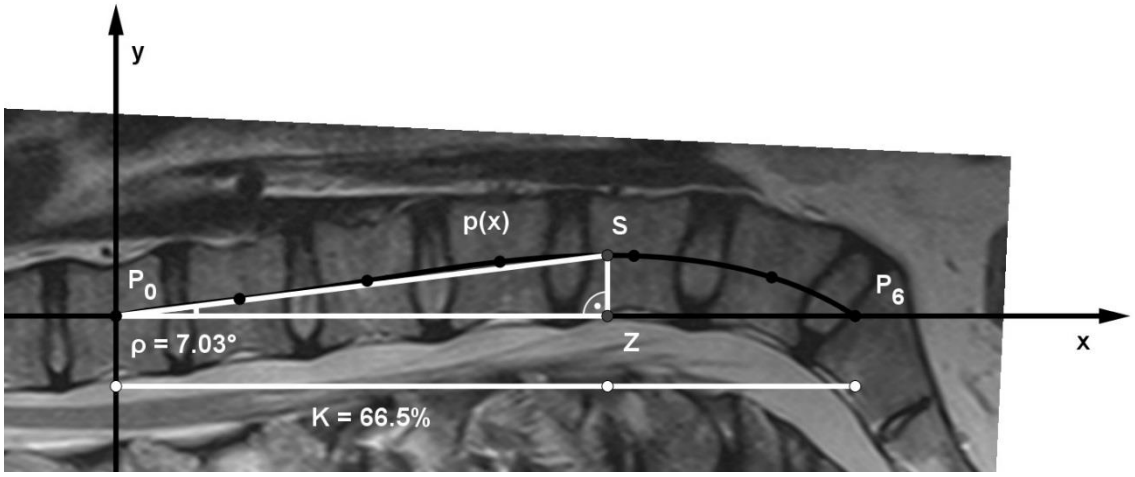
$$A_i = \frac{T_i}{T}$$

   értékek, ahol az $i = 1,2,3,4,5,6$ és a

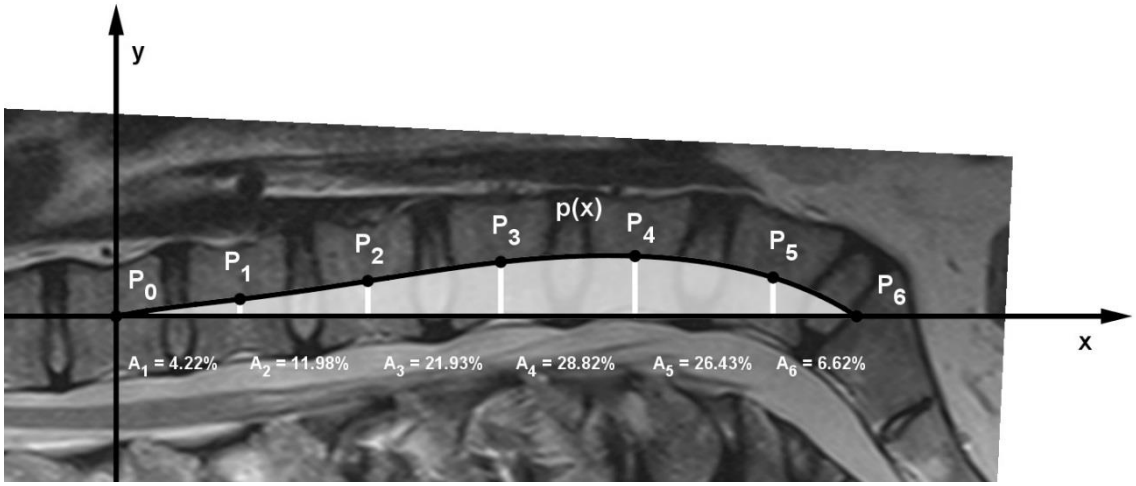
$$T_i = \int_{x_{i-1}}^{x_i} p(x)dx$$

$$T = \int_{x_0}^{x_6} p(x)dx\ .$$

   Szemléletesen a *Kiterjedési százalékok* (százalékban kifejezve) megadják a vizsgált intervallumban a lumbalis lordosis lokális kiterjedéseinek nagyságát a globális kiterjedéséhez viszonyítva (47. ábra).



46. ábra: A *Ró-szög* (ρ) és a *Kiterjedési százalék* (K) meghatározása.



47. ábra: A *Kiterjedési százalékok* (A_1, A_2, A_3, A_4, A_5, A_6) meghatározása.

4.3. A vizsgálati minta leíró statisztikai eredményei

A vizsgálatba 60 páciens lett bevonva, akik közül 39 nő (65%) és 21 férfi (35%) volt. Az 1. táblázat mutatja be a vizsgálati minta leíró statisztikai eredményeit az élettani alapjellemzőkre vonatkozóan.

1. táblázat: A vizsgálati minta leíró statisztikai eredményei.

Nem	Paraméter	N	Átlag	Min	Max	Szórás
Nő	Életkor (év)	39	45,6	15,0	78,0	15,8
	Testmagasság (cm)	39	166,3	142,0	181,0	8,5
	Testtömeg (kg)	39	67,6	48,0	98,0	12,6
	BMI (kg/m^2)	39	24,6	17,0	36,9	4,9
Férfi	Életkor (év)	21	41,7	25,0	67,0	10,9
	Testmagasság (cm)	21	179,6	167,0	193,0	6,8
	Testtömeg (kg)	21	84,9	59,0	104,0	9,8
	BMI (kg/m^2)	21	26,3	20,2	33,6	2,8
Összesen	Életkor (év)	60	44,2	15,0	78,0	14,3
	Testmagasság (cm)	60	170,9	142,0	193,0	10,2
	Testtömeg (kg)	60	73,7	48,0	104,0	14,3
	BMI (kg/m^2)	60	25,2	17,0	36,9	4,4

Az élettani paraméterek esetén az életkor ($p = 0,273$) és a BMI ($p = 0,092$) nem mutatott szignifikáns különbséget a nemek között, míg a testmagasság ($p < 0,001$ és Cohen-féle $d = 1,73$) és a testtömeg ($p < 0,001$ és Cohen-féle $d = 1,53$) igen.

4.4. A saját fejlesztésű *Spinalyze Software* ismertetése

A bevezetett új *SRD-módszer* és az új morfológiai jellemzők gyakorlati megvalósítása érdekében kifejlesztettem egy új informatikai szoftvert. Az általam kidolgozott új szoftvernek a neve *Spinalyze Software*, melynek fantázia neve az angol "spine" és "analyze" szavakból tevődik össze, és az általam tervezett logója a 48. ábrán látható.

48. ábra: A saját fejlesztésű *Spinalyze Software* logója.

A szoftver keretrendszere a dinamikusan fejlődő GeoGebra nevű Java és HTML5 programozási nyelvekben íródott matematikai program (49. ábra). A Geogebra program (https://www.geogebra.org/) lényegében egy dinamikus matematikai programcsomag a reál tantárgyak oktatásának minden szintjéhez, mely egymagában egyesít egy geometriai, egy algebrai, egy táblázatkezelői, egy grafikai, egy analízisbeli, egy komputeralgebrai és egy statisztikai platformot. A GeoGebra programot világszerte milliók használják és mára már a dinamikus matematikai szoftverek egyik vezető szolgáltatójává vált. Partnerei többek között például az Acer, az Intel és a Microsoft Office 365 is. A GeoGebra programmal foglalkozó számos szervezet (pl. International GeoGebra Institute) és folyóirat (pl. North American GeoGebra Journal) létezik.

49. ábra: A GeoGebra matematikai program logója [272].

A *Spinalyze Software* bármely internettel rendelkező eszközzel (pl. asztali számítógép, laptop, tablet, okostelefon) bármely operációs rendszeren keresztül (pl. Windows, macOS, Linux) egy tetszőleges böngésző (pl. Google Chrome, Firefox, Internet Explorer) segítségével a következő két cím mindegyikén ingyenesen elérhető:

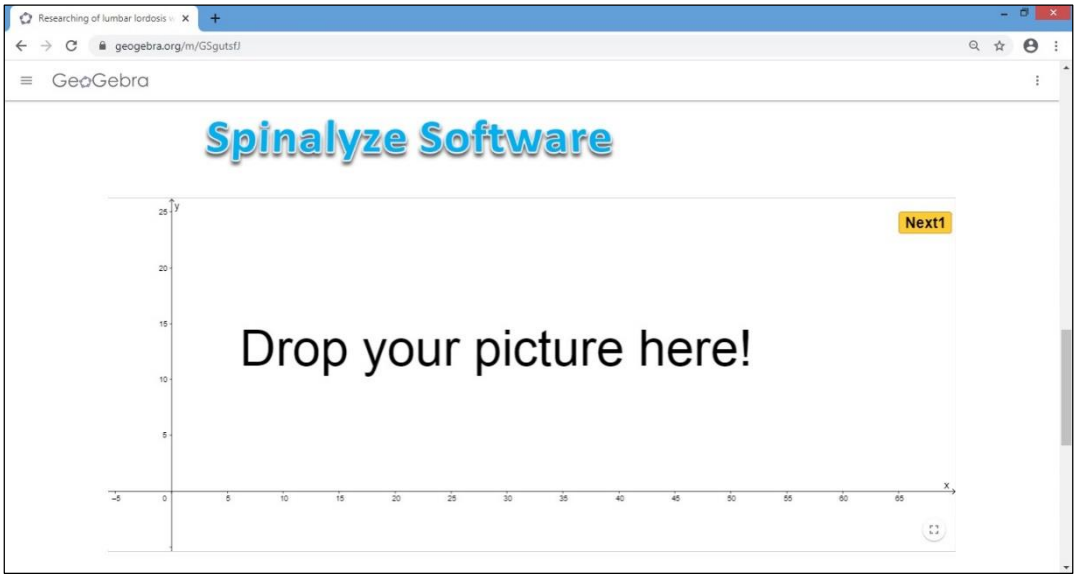
https://www.spinalyze-software.com

https://www.spinalyzesoftware.com

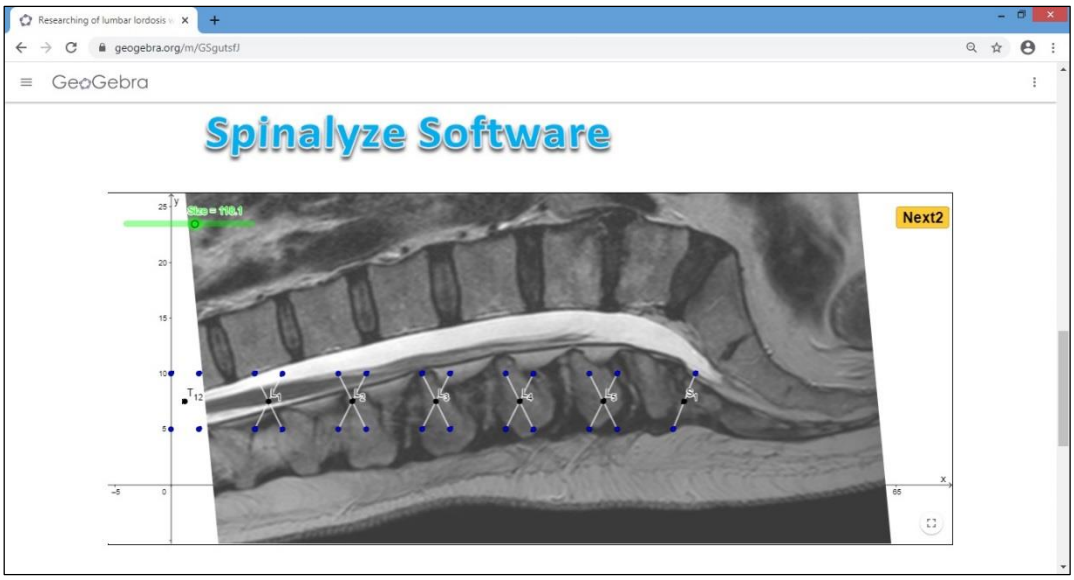
A címeken egy-egy átirányítás található, melyek a GeoGebraTube weboldalra irányítják át a felhasználót. Ezen a honlapon található egy rövid technikai szöveges bevezető után maga a *Spinalyze Software*, továbbá próbamérésekre használható anonim MRI felvételek, egy használati útmutató (User Guide) videó és egy visszajelző felület a vélemények gyűjtésére. Minden elérhető tartalom angol nyelvű.

A *Spinalyze Software* működési lépései a következők:

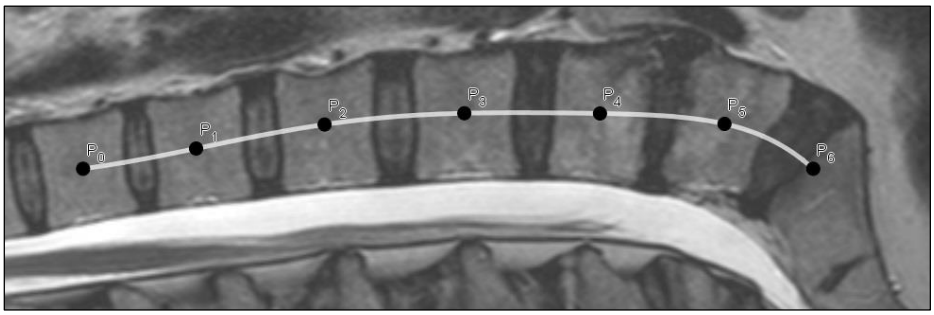
- A *Spinalyze Software* használatához először be kell tölteni az elemezni kívánt MRI felvételt (50. ábra).
- A felhasználónak manuálisan ki kell jelölnie az utolsó háti csigolya (Th12 csigolya) és az öt ágyéki csigolya (L1, L2, L3, L4 és L5 csigolya) alsó és felső sarkait, valamint az első keresztcsonti csigolya (S1 csigolya) felső két sarkát (51. ábra).
- A szoftver a kijelölt csigolyasarkok segítségével meghatározza a szükséges középpontokat és a gerincre illesztett interpolációs polinomot (52. ábra).
- A szoftver megadja a méréshez tartozó morfológiai jellemzőket (Cobb-szög, *Ró-szög* (ρ), *Kitérési százalék* (K), *Kiterjedési százalékok* (A_1, A_2, A_3, A_4, A_5, A_6)), melyek a vizsgálat végén kimenthetők táblázatos formában (53. ábra).
- Az utolsó lépésben az MRI felvételhez tartozó nem és életkor megadásával a szoftver megadja a diszkriminancia-analízis eredményeként a páciensre vonatkozó degenerációs osztályt (54. ábra).



50. ábra: Az MRI felvétel betöltése a szoftverbe.



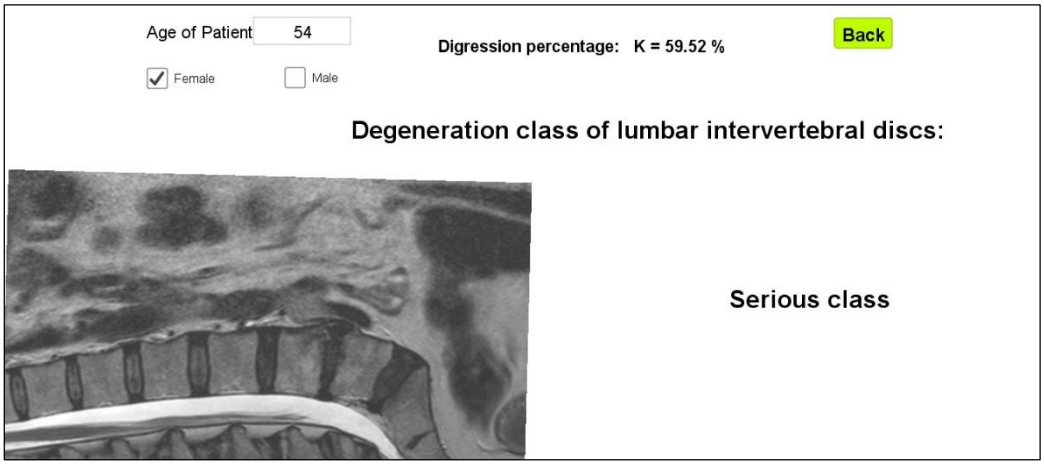
51. ábra: A kijelölésre váró mérési pontok a szoftverben.



52. ábra: A szoftver által meghatározott középpontok és interpolációs polinom.

	A	B	C
1	**Data**		
2			
3	**Cobb's angle**	25.82°	
4	**Rho-angle**	7.32°	
5	**Digression %**	59.52	
6	**Expansion %s**		
7	$\mathbf{A_1}$	3.68	
8	$\mathbf{A_2}$	14.61	
9	$\mathbf{A_3}$	24.77	
10	$\mathbf{A_4}$	26.15	
11	$\mathbf{A_5}$	22.39	
12	$\mathbf{A_6}$	8.4	
13			
14			

53. ábra: A meghatározott morfológiai jellemzők adatainak táblázata a szoftverben.



54. ábra: A szoftver által meghatározott pácienshez tartozó degenerációs osztály.

4.5. Megbízhatósági elemzések eredményei

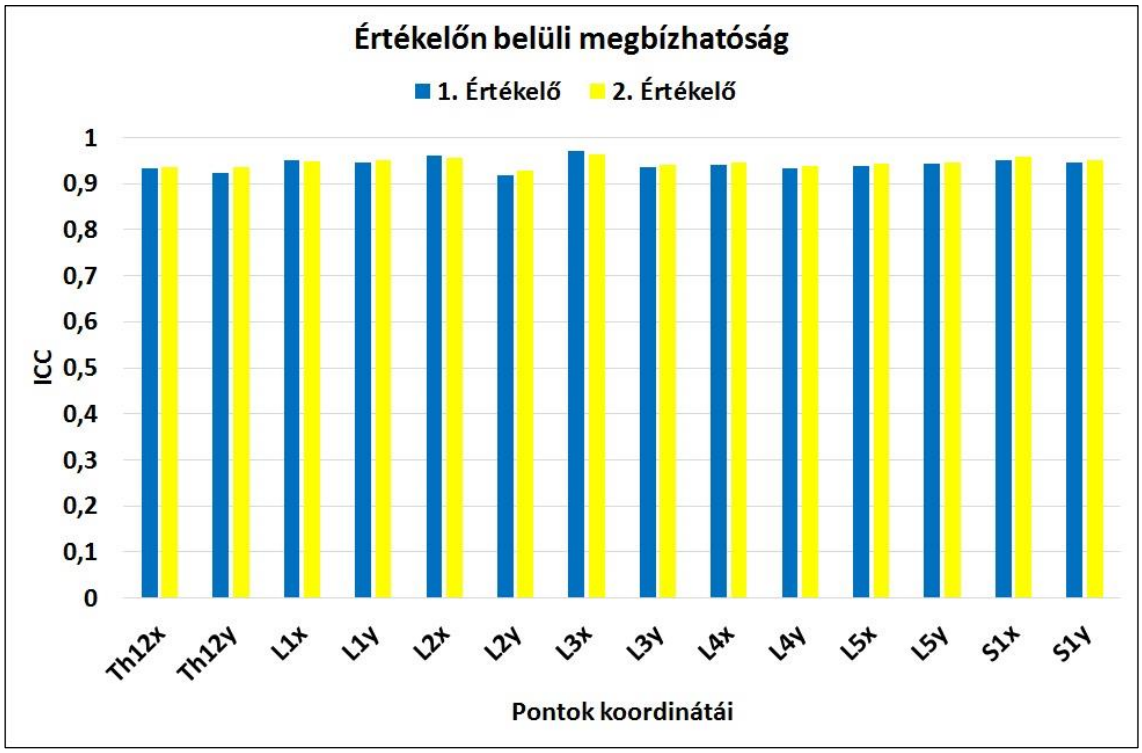
4.5.1. A *Spinalyze Software* megbízhatósági elemzésének eredményei

A *Spinalyze Software* megbízhatósági elemzése során egy adott MRI felvételnél hét elemzésre váró mérési pont keletkezett (44. ábra). Mindegyik pont rendelkezett egy első és egy második koordinátával, azaz összesen tizennégy paraméter esetén kellett elvégezni a megbízhatósági elemzést.

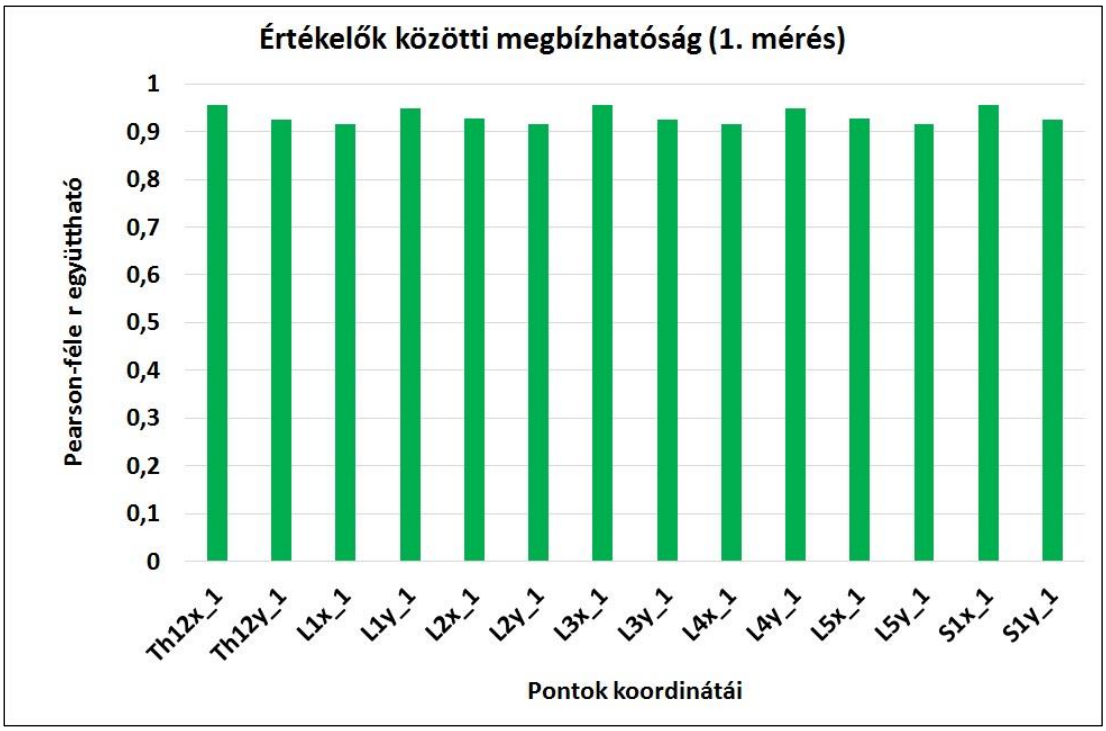
Az adott értékelő első és második mérésének egymáshoz viszonyított megbízhatósági elemzésénél kapott eredményeket a 2. táblázat mutatja be, ahol mindegyik ICC érték a kiváló kategóriába tartozik (55. ábra).

A két független értékelő méréseik közötti megbízhatósági elemzésénél kapott eredményeket szintén a 2. táblázat mutatja be, ahol mindegyik Pearson-féle r együttható a nagyon erős kategóriába tartozik mind az első (56. ábra), mind a második (57. ábra) mérésnél.

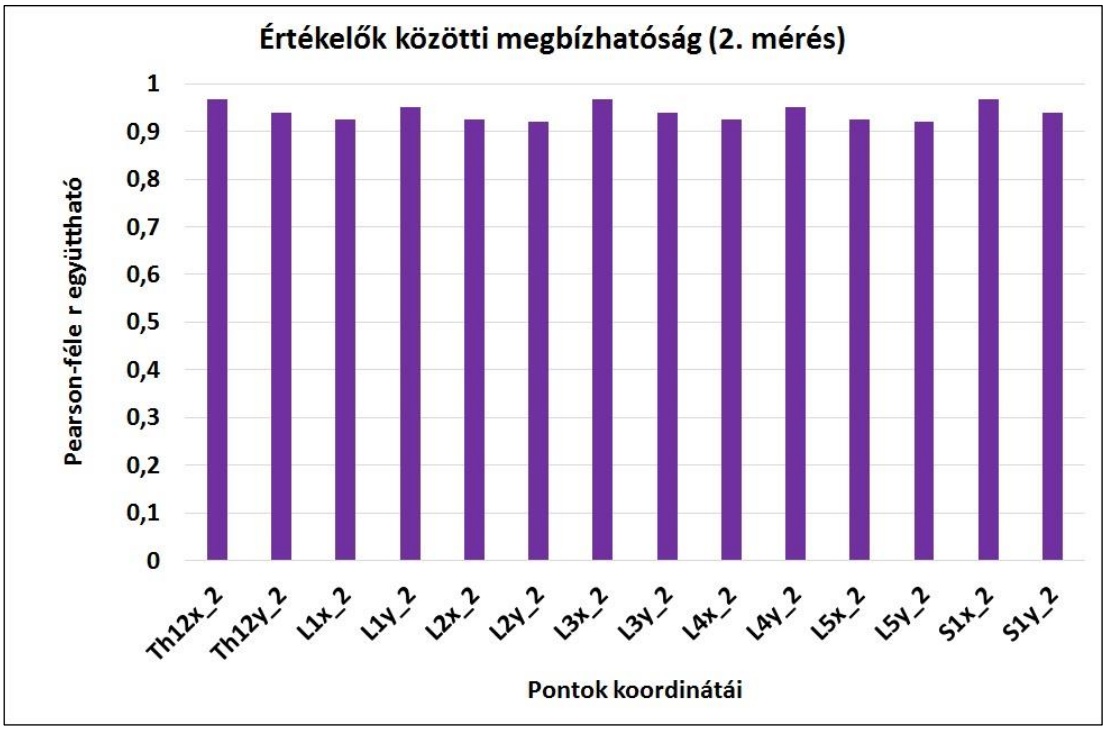
Az első értékelőnél az átlagos osztályon belüli szórás 0,07, míg a második értékelőnél 0,20 volt. Ezek alapján az átlagos mérési hiba az első értékelőnél 0,19, a második értékelőnél pedig 0,57 volt.



55. ábra: Az értékelőnkénti ICC értékek.



56. ábra: Az 1. mérés Pearson-féle r együtthatói.



57. ábra: A 2. mérés Pearson-féle r együtthatói.

2. táblázat: A *Spinalyze Software* megbízhatósági elemzésének eredményei.

Megjegyzés: A Th12, L1, L2, L3, L4, L5, S1 a csigolyákat, a pontnak x az első és y a második koordinátáját, az _1 az első és az _2 a második leolvasást, a CI a konfidenciaintervallumot jelöli. A * jelöli a szignifikáns eredményt.

Pontok koordinátái		**Értékelőn belüli megbízhatóság (intraobserver reliability)**				**Értékelők közötti megbízhatóság (interobserver reliability)**
		1. Értékelő		**2. Értékelő**		**Pearson-féle r együttható**
		ICC	**95% CI**	**ICC**	**95% CI**	
Th12x	**Th12x_1**	0,932*	0,879 - 0,965	0,937*	0,880 - 0,971	0,956*
	Th12x_2					0,967*
Th12y	**Th12y_1**	0,923*	0,865 - 0,961	0,935*	0,878 - 0,969	0,924*
	Th12y_2					0,939*
L1x	**L1x_1**	0,951*	0,860 - 0,985	0,948*	0,863 - 0,980	0,916*
	L1x_2					0,926*
L1y	**L1y_1**	0,945*	0,866 - 0,974	0,951*	0,861 - 0,984	0,948*
	L1y_2					0,952*
L2x	**L2x_1**	0,961*	0,878 - 0,991	0,955*	0,860 - 0,986	0,927*
	L2x_2					0,926*
L2y	**L2y_1**	0,919*	0,845 - 0,935	0,927*	0,882 - 0,965	0,916*
	L2y_2					0,921*
L3x	**L3x_1**	0,971*	0,894 - 0,993	0,964*	0,879 - 0,973	0,956*
	L3x_2					0,967*
L3y	**L3y_1**	0,935*	0,878 - 0,969	0,942*	0,869 - 0,968	0,924*
	L3y_2					0,939*
L4x	**L4x_1**	0,941*	0,868 - 0,972	0,946*	0,867 - 0,975	0,916*
	L4x_2					0,926*
L4y	**L4y_1**	0,933*	0,880 - 0,968	0,939*	0,883 - 0,977	0,948*
	L4y_2					0,952*
L5x	**L5x_1**	0,939*	0,883 - 0,969	0,943*	0,866 - 0,976	0,927*
	L5x_2					0,926*
L5y	**L5y_1**	0,943*	0,866 - 0,976	0,946*	0,867 - 0,975	0,916*
	L5y_2					0,921*
S1x	**S1x_1**	0,952*	0,861 - 0,986	0,958*	0,858 - 0,989	0,956*
	S1x_2					0,967*
S1y	**S1y_1**	0,947*	0,864 - 0,979	0,950*	0,861 - 0,984	0,924*
	S1y_2					0,939*

4.5.2. A porckorong degeneráció vizsgálat megbízhatósági elemzésének eredményei

A porckorong degeneráció vizsgálat megbízhatósági elemzése során egy adott MRI felvételnél mind az öt ágyéki porckorong lemérésre került, így a 60 páciens esetén összesen 300 porckorong lett értékelve.

A két független értékelő mérései közötti megbízhatósági elemzésénél kapott eredményeket a 3. táblázat mutatja be, ahol a Pfirrmann-féle skála alapján az értékelők által az egyes kategóriákba besorolt porckorongok száma látható. Az értékelők közötti egyetértési százalék 88,33% volt, valamint a Cohen-féle kappa érték 0,84 (standard hibája 0,025 és 95%-os konfidenciaintervalluma: 0,791 - 0,890), ami a kiváló kategóriába tartozik.

3. táblázat: Az értékelők által az egyes kategóriákba besorolt porckorongok száma.
Megjegyzés: A Gi a Pfirrmann-féle skála kategóriáit jelöli.

		2. Értékelő						
		G1	**G2**	**G3**	**G4**	**G5**		
1. Értékelő	**G1**	6	1	0	0	0	**7**	**Összesen**
	G2	0	83	12	0	0	**95**	
	G3	0	6	84	5	0	**95**	
	G4	0	0	1	66	7	**74**	
	G5	0	0	0	3	26	**29**	
		6	**90**	**97**	**74**	**33**	**300**	
		Összesen						

4.6. A morfológiai jellemzők leíró statisztikai eredményei

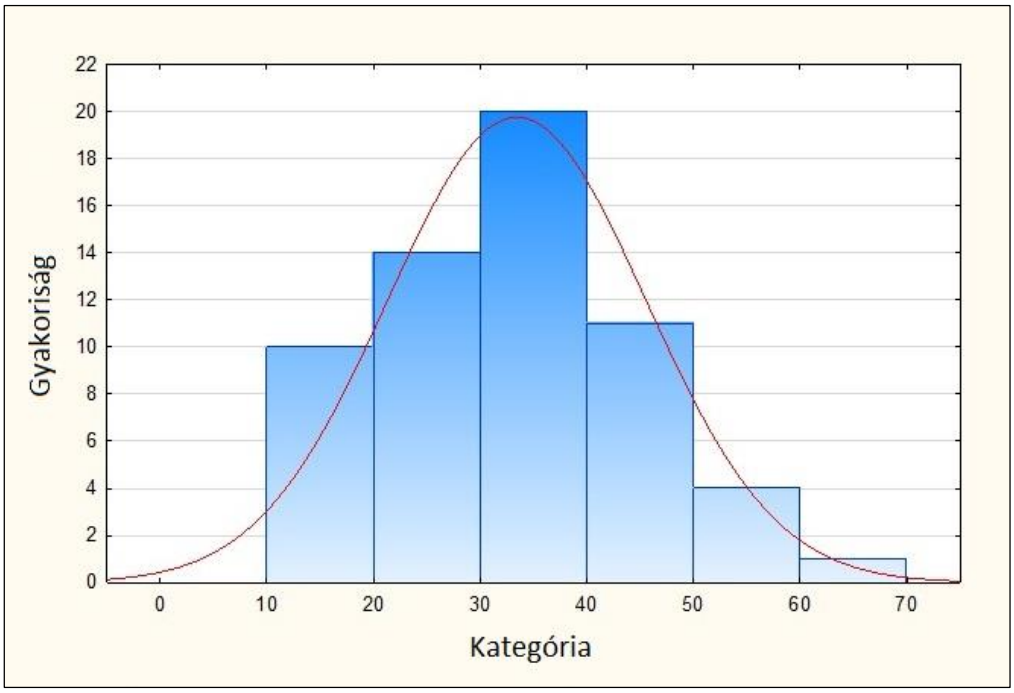
A 4. táblázat mutatja be a gerinc morfológiai jellemzőinek (a sztenderdként használt Cobb-szög és a bevezetett új paraméterek) leíró statisztikai eredményeit.

4. táblázat: A morfológiai jellemzők leíró statisztikai eredményei.

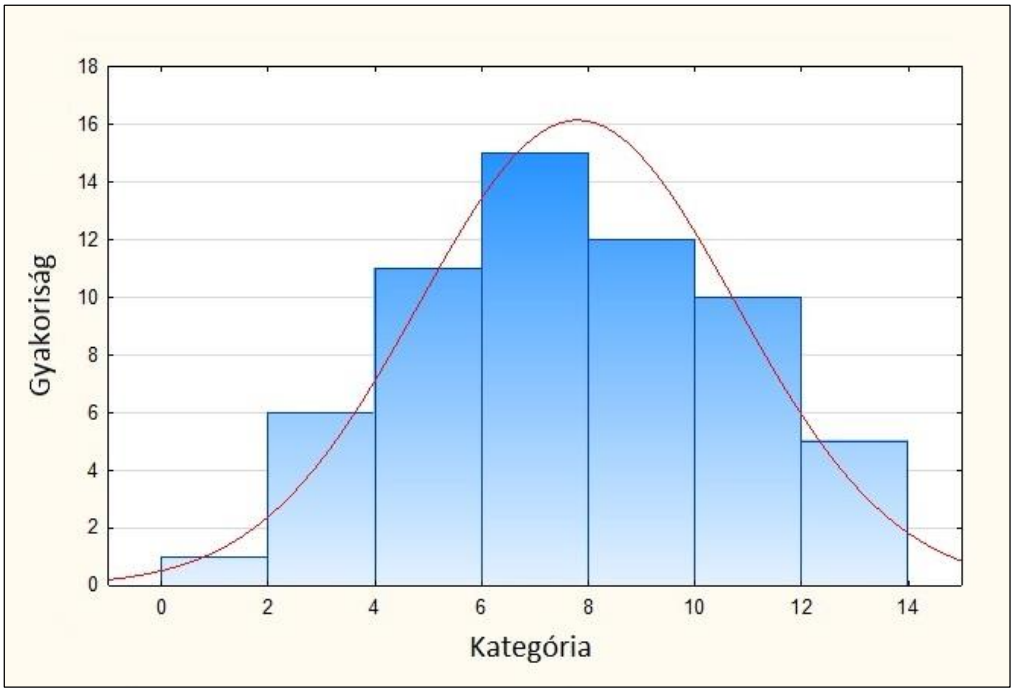
Változók	Nem	N	Átlag	Szórás	Összesen		
					N	Átlag	Szórás
Cobb-szög	Nő	39	33,44	12,19	60	33,43	12,12
	Férfi	21	33,41	12,27			
Ró-szög	Nő	39	7,74	3,11	60	7,80	2,97
	Férfi	21	7,90	2,76			
K	Nő	39	63,15	4,11	60	62,68	4,36
	Férfi	21	61,80	4,77			
A_1	Nő	39	3,07	6,68	60	3,37	5,50
	Férfi	21	3,93	1,95			
A_2	Nő	39	13,86	6,65	60	13,95	5,94
	Férfi	21	14,13	4,50			
A_3	Nő	39	23,36	5,44	60	23,89	4,81
	Férfi	21	24,88	3,24			
A_4	Nő	39	29,99	3,92	60	29,97	3,40
	Férfi	21	29,94	2,21			
A_5	Nő	39	24,86	10,25	60	23,99	8,93
	Férfi	21	22,36	5,61			
A_6	Nő	39	4,87	2,14	60	4,83	2,15
	Férfi	21	4,76	2,24			

A sztenderdként használt Cobb-szög normális eloszlású volt (p = 0,652) (58. ábra) és nem mutatott szignifikáns különbséget a nemek között (p = 0,698). A bevezetett új paraméterek közül a *Ró-szög* szintén normális eloszlású volt (p = 0,519) (59. ábra) és szintén nem mutatott szignifikáns különbséget a nemek között (p = 0,733). A *Kitérési százalék* már nem volt normális eloszlású (p = 0,101) (60. ábra) és szintén nem mutatott szignifikáns különbséget a nemek között (p = 0,149). A *Kiterjedési százalékok* közül

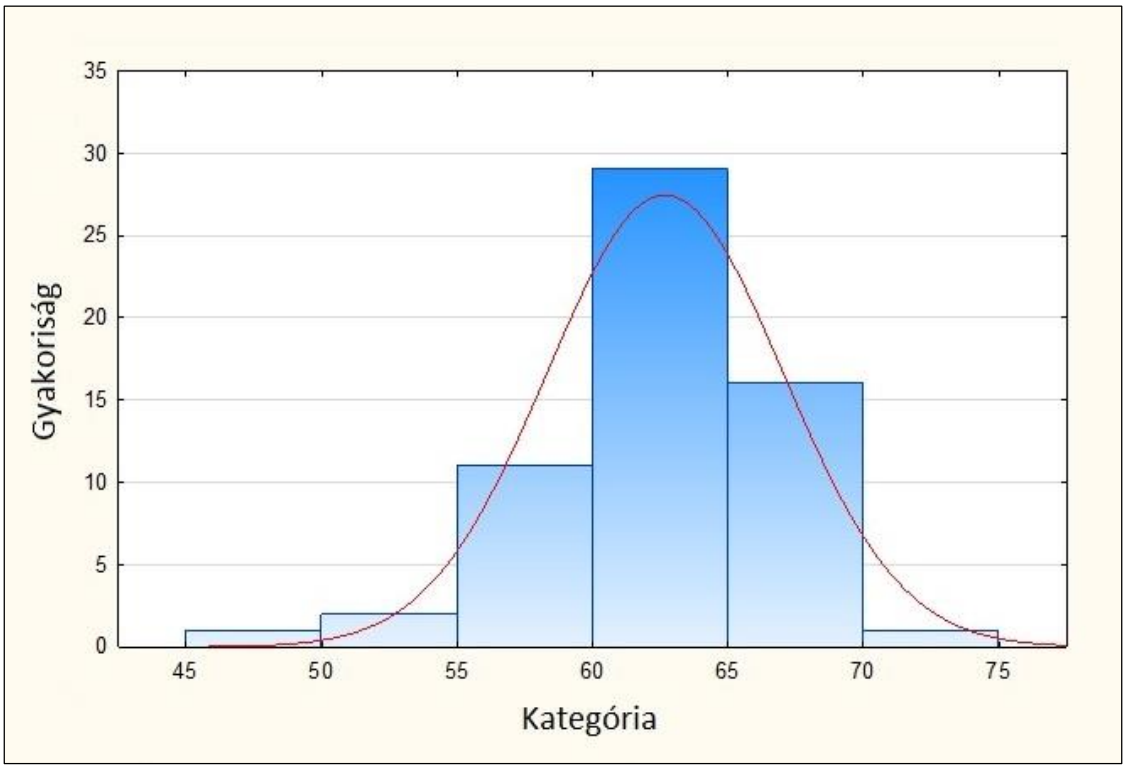
egyik érték sem volt normális eloszlású ($p < 0{,}0001$), kivéve az A_6 értéket ($p = 0{,}061$), valamint egyik érték sem mutatott szignifikáns különbséget a nemek között (mindegyik $p > 0{,}495$).



58. ábra: A Cobb-szöghöz tartozó hisztogram.



59. ábra: A *Ró-szöghöz* tartozó hisztogram.



60. ábra: A *Kitérési százalékhoz* tartozó hisztogram.

4.7. Korrelációszámítások eredményei

4.7.1. A morfológiai jellemzők közötti korrelációk eredményei

A Cobb-szög és a bevezetett új morfológiai paraméterek közötti korrelációszámítás eredményeit az 5. táblázat mutatja be. A Cobb-szög nagyon erős lineáris kapcsolatban áll a *Ró-szöggel*, valamint nem mutat statisztikai kapcsolatot a *Kitérési százalékkal* (*K*). A Cobb-szögnek a *Kiterjedési százalékok* közül az A_1, A_2, A_3 értékekkel pozitív korrelációja, valamint az A_5, A_6 értékekkel negatív korrelációja van, míg az A_4 értékkel nincs korrelációja.

A bevezetett új morfológiai paraméterek egymás közötti korrelációszámításának eredményeit a 6. táblázat mutatja be. Az értékek alapján, két kapcsolat kivételével mindenhol szignifikáns eredményű korrelációk vannak. A kapcsolatok között találhatók pozitív és negatív irányúak is, valamint nagyon gyenge, gyengébb, jelentős, erős és nagyon erős kategóriájúak is.

5. táblázat: A Cobb-szög korrelációi.

Megjegyzés: A * jelöli a szignifikáns eredményt.

Spearman-féle korreláció (r_ϱ)		
Változók	**Cobb-szög**	**Kategória**
Cobb-szög	1,000	-
Ró-szög	0,937*	Nagyon erős pozitív
K	-0,182	Nincs kapcsolat
A_1	0,272*	Gyengébb pozitív
A_2	0,348*	Gyengébb pozitív
A_3	0,475*	Jelentős pozitív
A_4	-0,079	Nincs kapcsolat
A_5	-0,425*	Jelentős negatív
A_6	-0,430*	Jelentős negatív

6. táblázat: A bevezetett új morfológiai paraméterek közötti korrelációk.

Megjegyzés: A korrelációs mátrix szimmetrikus a fő átlójára, ezért elegendő a főátló alatt lévő értékeket megjeleníteni. A * jelöli a szignifikáns eredményt.

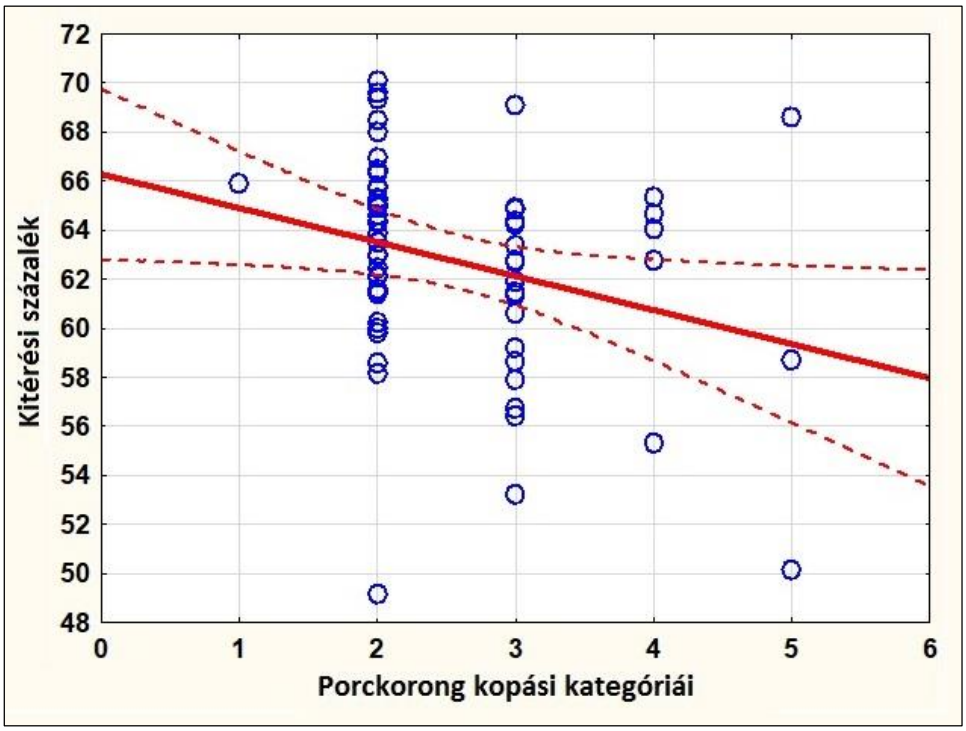
Spearman-féle korreláció (r_ϱ)								
Változók	**Ró-szög**	**K**	**A_1**	**A_2**	**A_3**	**A_4**	**A_5**	**A_6**
Ró-szög	1,000							
K	-0,315*	1,000						
A_1	0,340*	-0,605*	1,000					
A_2	0,446*	-0,713*	0,711*	1,000				
A_3	0,572*	-0,690*	0,729*	0,786*	1,000			
A_4	-0,157	0,586*	-0,570*	-0,603*	-0,350*	1,000		
A_5	-0,530*	0,674*	-0,825*	-0,832*	-0,954*	0,367*	1,000	
A_6	-0,490*	0,487*	-0,630*	-0,762*	-0,840*	0,136	0,852*	1,000

4.7.2. A morfológiai jellemzők és a porckorong degeneráció közötti korreláció eredményei

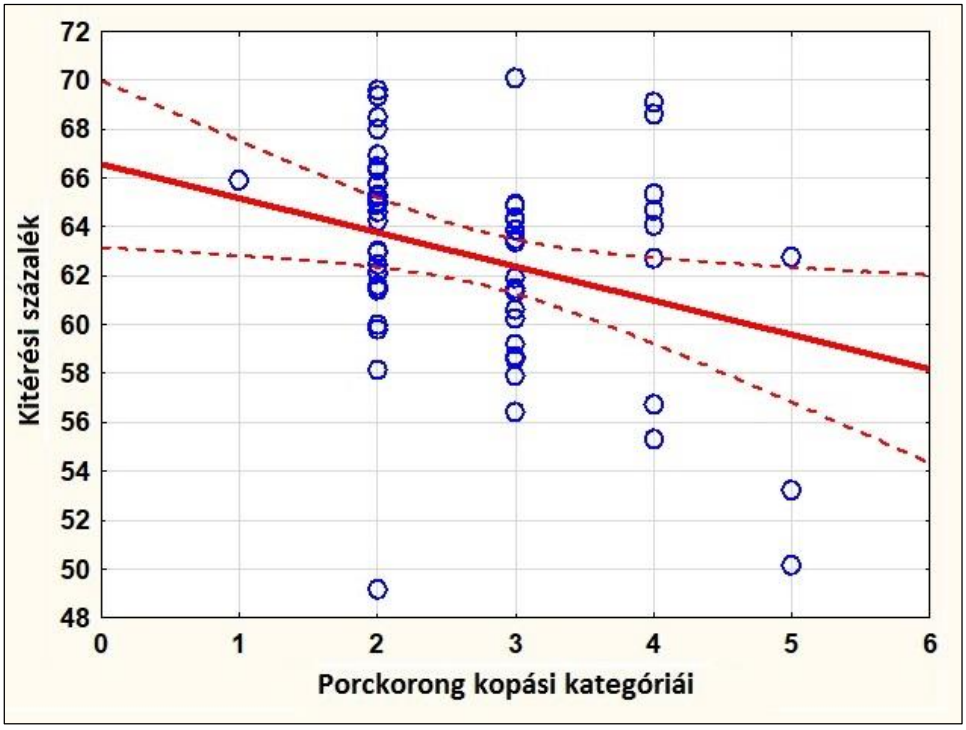
A morfológiai jellemzők és a porckorong degeneráció közötti korrelációszámítások alapján a Cobb-szög (r_ϱ = 0,283) és a *Ró-szög* (r_ϱ = 0,388) is csak az L4-L5 porckorong degenerációs kategóriáival mutat szignifikáns kapcsolatot. A *Kitérési százalék* viszont az összes ágyéki porckorong degenerációs kategóriáival szignifikáns negatív korrelációban van, csökkenő Spearman-féle r_ϱ együttható értékekkel, amit a 7. táblázat mutat be, valamint az utána következő ábrák illusztrálnak (61., 62., 63., 64., 65. ábra). A *Kiterjedési százalékok* nem mutatnak kapcsolatot a porckorong degenerációs kategóriáival.

7. táblázat: A *Kitérési százalék* korrelációs értékei.
Megjegyzés: A * jelöli a szignifikáns eredményt.

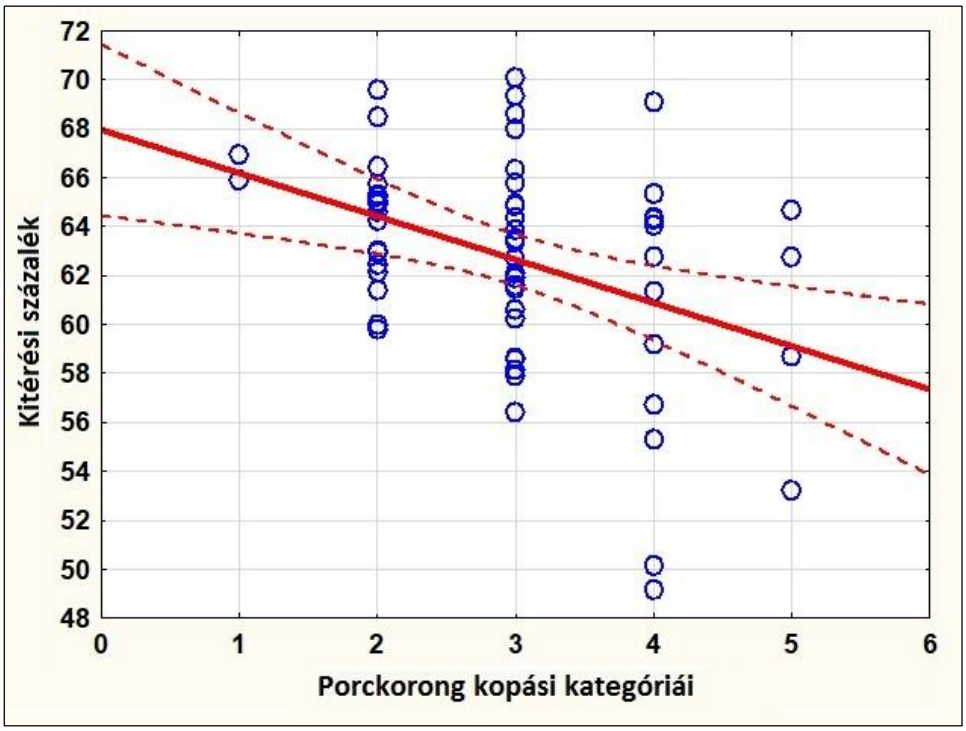
Spearman-féle korreláció (r_ϱ)		
Porckorong	**Kitérési százalék**	**Illusztráció**
L1-L2	-0,288*	61. ábra
L2-L3	-0,281*	62. ábra
L3-L4	-0,353*	63. ábra
L4-L5	-0,440*	64. ábra
L5-S1	-0,458*	65. ábra



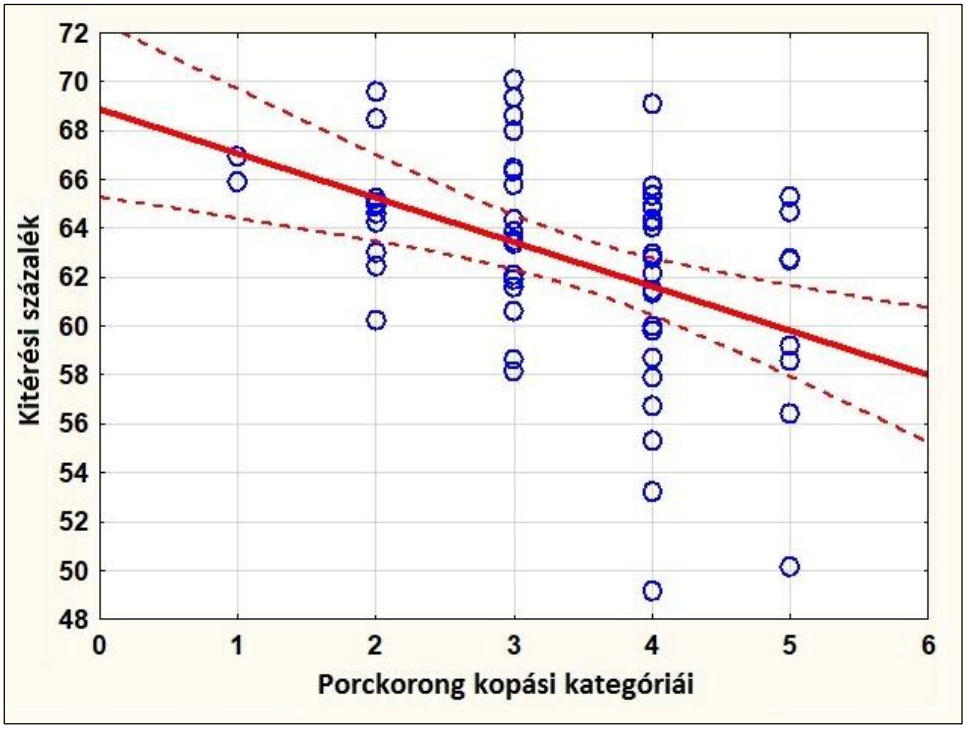
61. ábra: A *Kitérési százalék* kapcsolata az L1-L2 porckorong degenerációs kategóriáival.



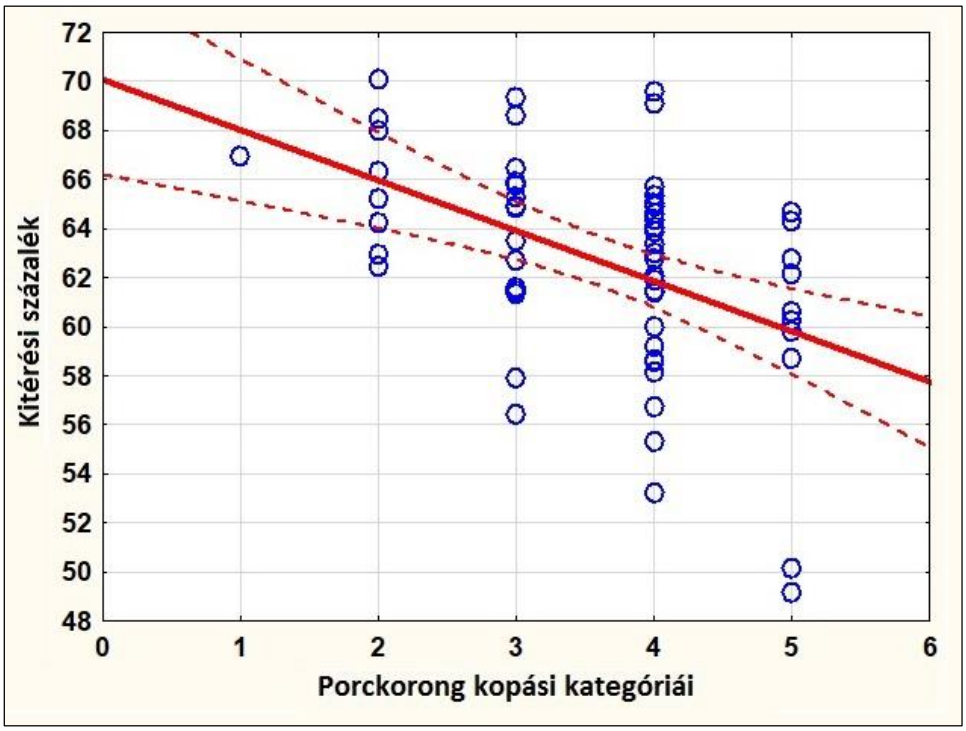
62. ábra: A *Kitérési százalék* kapcsolata az L2-L3 porckorong degenerációs kategóriáival.



63. ábra: A *Kitérési százalék* kapcsolata az L3-L4 porckorong degenerációs kategóriáival.



64. ábra: A *Kitérési százalék* kapcsolata az L4-L5 porckorong degenerációs kategóriáival.



65. ábra: A *Kitérési százalék* kapcsolata az L5-S1 porckorong degenerációs kategóriáival.

4.8. Kontroll csoporttal történő összehasonlítás eredményei

Az elsőkörös 60 fős vizsgálati mintából 46 fő került az elsőkörös beteg csoportba és 14 fő az elsőkörös egészséges csoportba, valamint ezen csoportokhoz lett hozzávéve a 32 fős másodikkörös egészséges csoport. A korrelációszámítások eredményeit figyelembe véve, az új morfológiai jellemzők közül csak a *Kitérési százalékra* (*K*) végeztem el az elemzéseket.

Az elsőkörös és a másodikkörös vizsgálati minta alapján kialakított három csoport leíró statisztikai eredményeit a 8. táblázat mutatja be, ahol látható, hogy az elsőkörös beteg csoportban a legkisebb az átlag. A *Kitérési százalékot* tekintve nincsen eltérés a csoportok varianciái között ($p = 0{,}276$), valamint a kialakított csoportok között szignifikáns az eltérés ($p < 0{,}001$). A 9. táblázat szerint a páronkénti összehasonlítások eredményei alapján mindkét egészséges csoporthoz képest a beteg csoport szignifikánsan eltér (kisebb az átlagértéke), valamint az egészséges csoportok között nincsen szignifikáns eltérés. Ezen vizsgálatok alapján az elsőkörös egészséges csoport és a másodikkörös egészséges csoport összevonható egy kontroll csoporttá.

8. táblázat: A *Kitérési százalék* leíró statisztikai eredményei csoportonként.
Megjegyzés: A CI a konfidenciaintervallumot, az SE a standard hibát, a Q25 a 25%-os és a Q75 a 75%-os kvantilist jelöli.

Csoport	Átlag	95% CI	N	Szórás	SE	Q25	Medián	Q75
Elsőkörös egészséges	66,04	64,59 - 67,48	14	2,50	0,67	64,24	66,12	68,02
Másodikkörös egészséges	67,60	66,12 - 69,08	32	4,10	0,72	64,63	66,56	68,97
Elsőkörös beteg	61,66	60,38 - 62,94	46	4,30	0,63	59,20	62,44	64,60
Összesen	64,39	63,38 - 65,40	92	4,86	0,51	61,99	64,57	66,81

9. táblázat: A Scheffe-féle teszt p értékei.
Megjegyzés: A mátrix szimmetrikus a fő átlójára, ezért elegendő a főátló alatt lévő értékeket megjeleníteni.

Scheffe-féle teszt			
Csoport	**Elsőkörös egészséges**	**Másodikkörös egészséges**	**Elsőkörös beteg**
Elsőkörös egészséges	-		
Másodikkörös egészséges	0,481	-	
Elsőkörös beteg	0,003	< 0,001	-

Az elsőkörös és a másodikkörös vizsgálati minta alapján kialakításra került egy 46 fős beteg csoport és egy 46 fős egészséges kontroll csoport, amelyekre vonatkozóan lett elvégezve a kontroll csoportos összehasonlító elemzés. A beteg csoport és az egészséges kontroll csoport leíró statisztikai eredményeit mutatja be a 10. táblázat, ahol látható, hogy

a beteg csoportban kisebb az átlag. A *Kitérési százalékot* tekintve nincsen eltérés a két csoport varianciái között ($p = 0,303$), valamint a két csoport között szignifikáns az eltérés ($p < 0,001$). Ezen vizsgálatok alapján az egészséges kontroll csoporthoz képest a beteg csoport szignifikánsan eltér, és átlagértéke kisebb.

10. táblázat: A beteg és az egészséges kontroll csoport leíró statisztikai eredményei.

Csoport	**Átlag**	**N**	**Szórás**
Egészséges	67,12	46	3,73
Beteg	61,66	46	4,30
Összesen	64,39	92	4,86

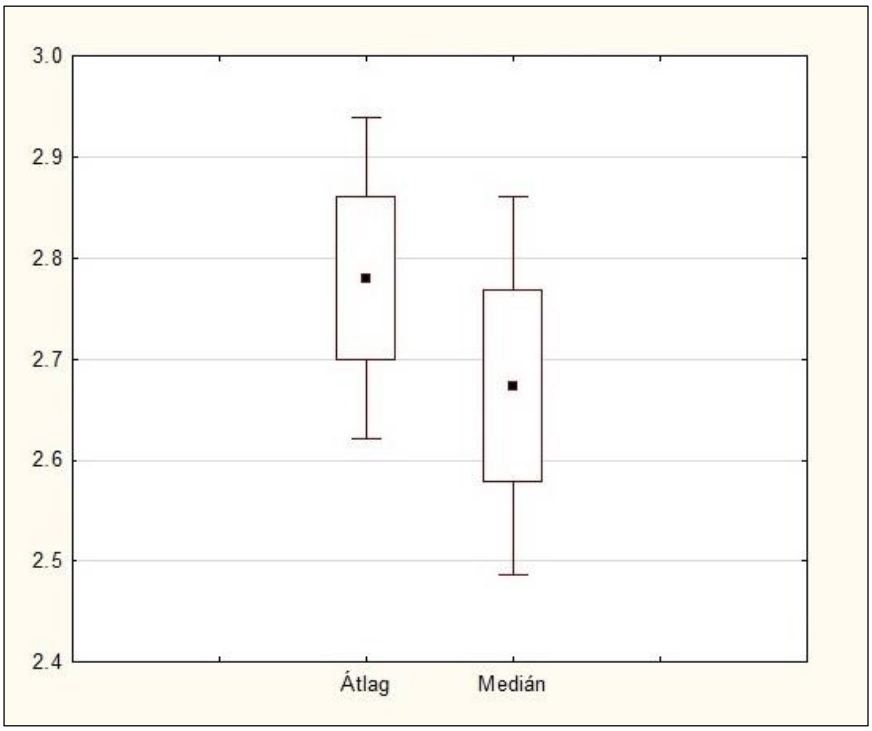
4.9. Diszkriminancia-analízis eredményei

Az ágyéki porckorongokra vonatkozó degenerációs osztályok kialakítására és ezen osztályok jelzésére a diszkriminancia-analízist a teljes 92 fős vizsgálati mintára alkalmaztam. A korrelációszámítások eredményeit figyelembe véve, az új morfológiai jellemzők közül csak a *Kitérési százalékra* (*K*) végeztem el az elemzéseket.

A mediánra és az átlagra vonatkozó leíró statisztikai eredményeket a 11. táblázat mutatja be, valamint a két érték viszonyát a 66. ábra szemlélteti. A degenerációs értékek mediánja és átlaga között szignifikáns a különbség ($p = 0,005$). A mediánnal történő osztályok kialakításánál és a diszkriminálásnál elvégzett elemzések összességében azt mutatták, hogy a kialakított osztályok keverednek, a diszkrimináló függvények nem választják szét jól az osztályokat.

11. táblázat: A degenerációs értékek mediánjának és átlagának leíró statisztikai eredményei.

Változó	**N**	**Átlag**	**Min**	**Max**	**Szórás**
Medián	92	2,67	1	5	0,92
Átlag	92	2,78	1,4	4,8	0,77



66. ábra: A degenerációs értékek mediánjának és átlagának viszonya.
Megjegyzés: A fekete négyzet az átlagot, a fehér téglalap az átlag $\pm$ szórás intervallumot és a szélső vonal az átlag $\pm$ 1,96 · szórás intervallumot jelöli.

Az átlaggal történő osztályok kialakításánál az SPSS Visual Binning modellezője segítségével az átlagos degenerációs értékre először a következő degenerációs osztályokat határoztam meg:

Egészséges osztály: $1 \leq$ átlagos degenerációs érték $< 2{,}4$

Mérsékelt osztály: $2{,}4 \leq$ átlagos degenerációs érték $< 3{,}0$

Beteg osztály: $3{,}0 \leq$ átlagos degenerációs érték ≤ 5

Az így kialakított degenerációs osztályok esetén az Egészséges osztály és a Mérsékelt osztály között nem volt szignifikáns eltérés ($p = 0{,}624$).

A modellező segítségével ezután a következő degenerációs osztályokat határoztam meg:

Egészséges osztály: $1 \leq$ átlagos degenerációs érték $< 2{,}8$

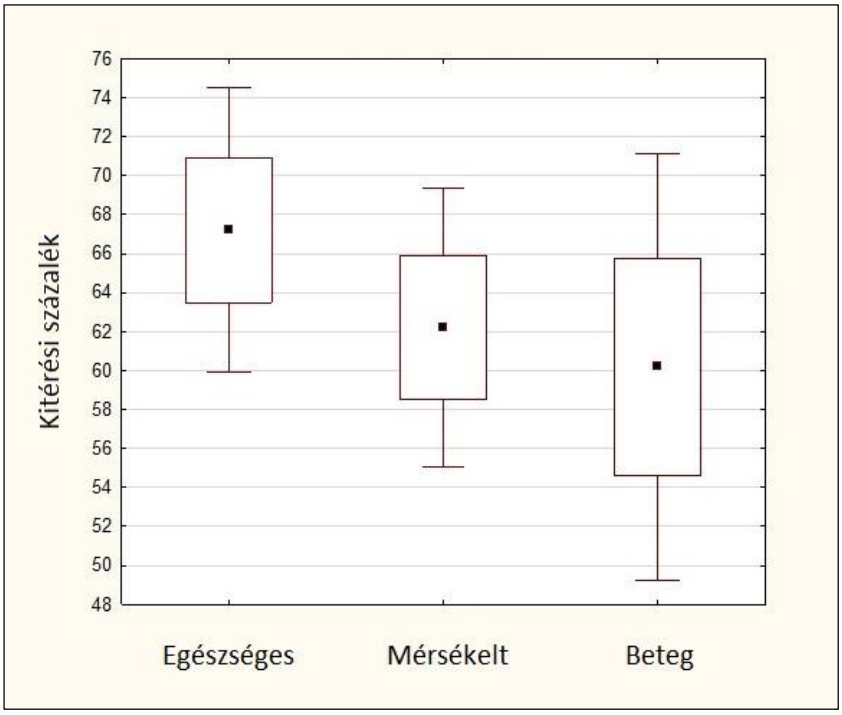
Mérsékelt osztály: $2{,}8 \leq$ átlagos degenerációs érték $< 3{,}8$

Beteg osztály: $3{,}8 \leq$ átlagos degenerációs érték ≤ 5

Az így kialakított degenerációs osztályok leíró statisztikai eredményeit a 12. táblázat mutatja be és a 67. ábra szemlélteti, ahol látható, hogy a Beteg osztályban a legkisebb az átlag. A *Kitérési százalékot* tekintve nincsen eltérés az osztályok varianciái között ($p = 0{,}054$), valamint a degenerációs osztályok között szignifikáns az eltérés ($p < 0{,}001$). Ezen vizsgálatok alapján a bevezetett degenerációs osztályok alkalmasak a további elemzések elvégzéséhez.

12. táblázat: A *Kitérési százalék* leíró statisztikai eredményei osztályonként.

Osztály	**N**	**Átlag**	**Szórás**
Egészséges	45	67,21	3,72
Mérsékelt	35	62,20	3,66
Beteg	12	60,18	5,58
Összesen	92	64,39	4,86



67. ábra: A *Kitérési százalék* szemléletes leíró statisztikai eredményei osztályonként.
Megjegyzés: A fekete négyzet az átlagot, a fehér téglalap az átlag $\pm$ szórás intervallumot és a szélső vonal az átlag $\pm$ 1,96 · szórás intervallumot jelöli.

A vizsgált páciensek bevezetett degenerációs osztályokba sorolása esetén három független változó mutatott szignifikáns eredményt: a Nem ($p = 0{,}030$), az Életkor ($p < 0{,}001$) és a *Kitérési százalék* (*K*) ($p < 0{,}001$). Ezen változók osztályonkénti leíró statisztikai eredményeit a 13. táblázat mutatja be.

13. táblázat: A befolyásoló változók leíró statisztikai eredményei osztályonként.

Osztály	Változó	N	Átlag	Szórás
Egészséges	Nem	45	1,51	0,51
	Életkor	45	34,38	10,18
	Kitérési százalék	45	67,21	3,72
Mérsékelt	Nem	35	1,66	0,48
	Életkor	35	43,51	10,69
	Kitérési százalék	35	62,20	3,66
Beteg	Nem	12	1,92	0,29
	Életkor	12	63,75	10,15
	Kitérési százalék	12	60,18	5,58
Összesen	Nem	92	1,62	0,49
	Életkor	92	41,68	14,04
	Kitérési százalék	92	64,39	4,86

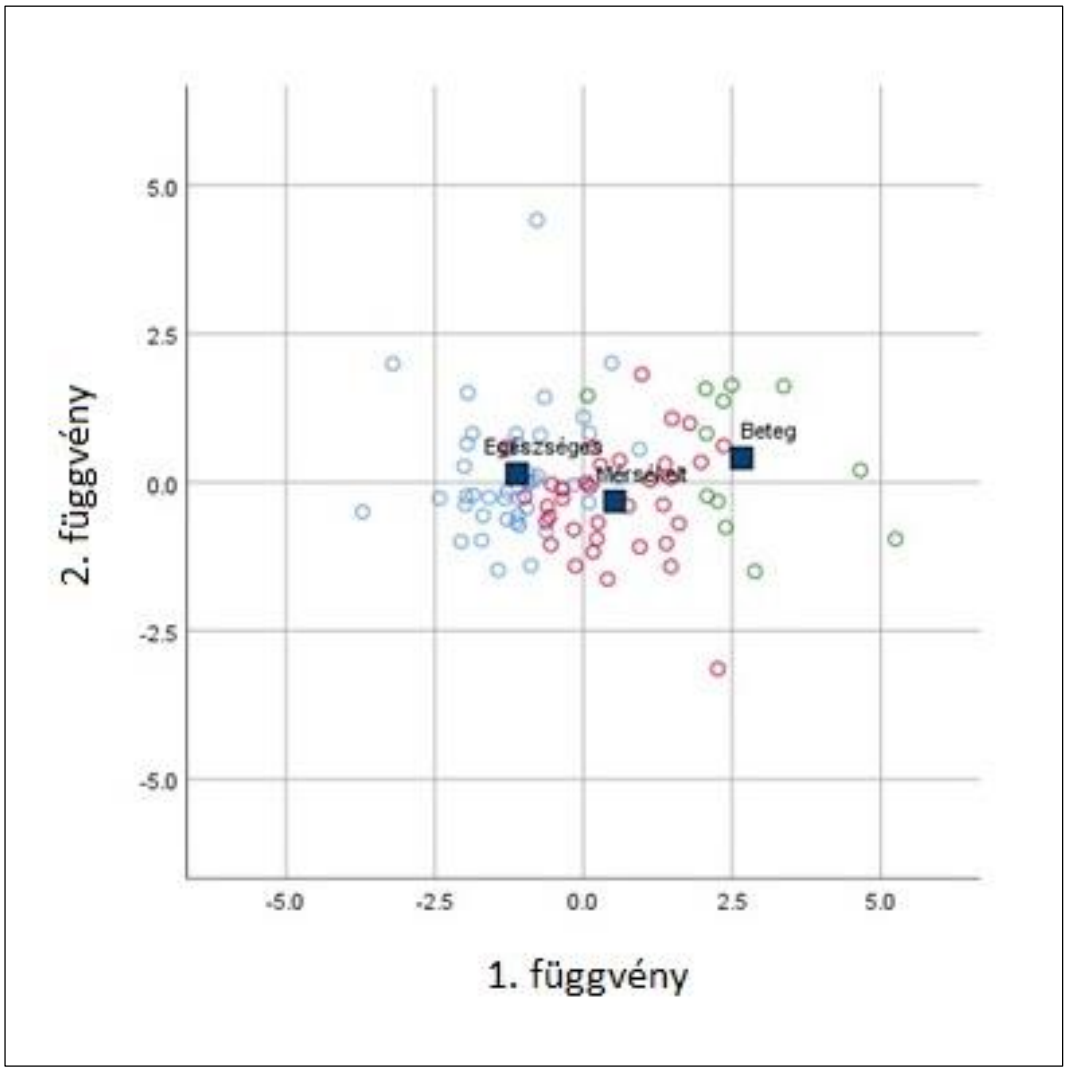
A diszkrimináló függvények osztályonként a következők:

$$y_{Egészséges} = -151{,}894 + 8{,}603 \cdot Nem + 0{,}120 \cdot Életkor + 4{,}244 \cdot K$$

$$y_{Mérsékelt} = -134{,}694 + 9{,}428 \cdot Nem + 0{,}230 \cdot Életkor + 3{,}887 \cdot K$$

$$y_{Beteg} = -137{,}532 + 11{,}088 \cdot Nem + 0{,}440 \cdot Életkor + 3{,}684 \cdot K$$

Ha a páciens férfi, akkor a Nem változó értéke 1, ha nő, akkor 2. Az Életkor változó mértékegysége év, a K változóé pedig százalék. Ezeket a változókat behelyettesítve az egyes diszkrimináló függvényekbe, megkaphatók a függvények értékei degenerációs osztályonként. A vizsgált páciens abba az osztályba tartozik, amelynél a diszkrimináló függvény értéke a legnagyobb értéket adja. A bevezetett degenerációs osztályok jól elkülönülnek a diszkrimináló függvények révén, melyet a 68. ábra is szemléltet, ahol a diszkriminálás síkra való vetülete látható.



68. ábra: A diszkriminálás síkra való vetülete az első két diszkrimináló függvénnyel. Megjegyzés: A kék karikák az Egészséges osztályt, a piros karikák a Mérsékelt osztályt, a zöld karikák a Beteg osztályt, a négyzetek az osztály középpontokat jelölik.

A 14. táblázat mutatja be a teljes vizsgálati minta besorolási eredményeit a diszkriminancia-analízis után, ahol látható, hogy az összes helyes besorolási érték 80,4%. A modell érvényességének a tesztelési eredményét a 15. táblázat mutatja be, ahol az összes helyes besorolási érték 75,0%. Az eredmény javítási lehetőségeként elvégeztem az elemzést a Mérsékelt és Beteg osztályok összevonásával is, azaz két osztály alkalmazásával. Ebben az esetben az összes helyes besorolási érték 79,3%, az érvényességi tesztelésnél ugyanezen érték pedig 78,3% volt. Ezen vizsgálatok alapján érdemes az eredeti három osztályt használni.

14. táblázat: A teljes vizsgálati minta besorolási eredményei.

		Modell besorolása			
	Osztály	**Egészséges**	**Mérsékelt**	**Beteg**	**Összesen**
Eredeti besorolás	**Egészséges**	40	5	0	45
	Mérsékelt	9	24	2	35
	Beteg	1	1	10	12
	Összesen	50	30	12	92

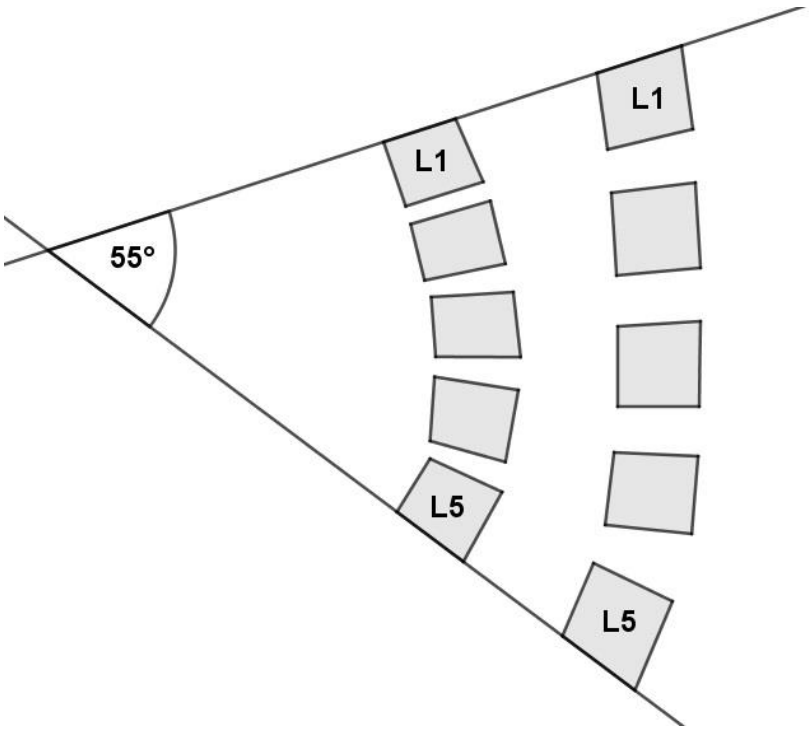
15. táblázat: A modell érvényességének tesztelési eredményei.

		Modell besorolása			
	Osztály	**Egészséges**	**Mérsékelt**	**Beteg**	**Összesen**
Érvényességi teszt besorolása	**Egészséges**	38	7	0	45
	Mérsékelt	9	23	3	35
	Beteg	1	3	8	12
	Összesen	48	33	11	92

5. MEGBESZÉLÉS

Jelen doktori értekezésemben a lumbalis lordosis geometriájának és az ágyéki porckorongok degenerációjának kapcsolatát vizsgáltam matematikai modellalkotás és annak számítógép szoftveres adaptációja segítségével.

Számos matematikai eljárás létezik a gerinc görbületének közelítésére, de sok esetben ezek leírása nagyon technikai, a mérések speciális eszközöket vagy például ionizáló sugárzást igényelnek [273], és a napi klinikai gyakorlatban alkalmazásuk nehézkes. A sztenderdként használt Cobb-szög egy körívvel közelíti a gerinc ágyéki szakaszát és legjelentősebb korlátja, hogy definiálásából adódóan két különböző típusú gerincgörbület eredményezheti ugyanazt a szögértéket (69. ábra), ezáltal nem tartalmaz információt az ágyéki szakasz eloszlásáról. Az általam kidolgozott *SRD-módszer* célja, hogy az eddig ismert módszereknél pontosabb közelítését adja meg a gerinc ágyéki görbületének egy interpolációs polinom segítségével. Az *SRD-módszer* során a csigolyák középpontjai segítésével egyértelmű módon illeszthető egy polinom a gerinc ágyéki szakaszára, melynek kedvező matematikai tulajdonságait kihasználva a továbbiakban vizsgálható a lumbalis lordosis eloszlása.



69. ábra: Két különböző lumbalis lordosis azonos Cobb-szöggel (L1-L5).

Az egészséges lumbalis lordosis eloszlását és helyzetváltozását vizsgálták egyes kutatók [260, 274, 275] MRI felvételek segítségével az ún. aktív alak modellel (ASM), de az általuk meghatározott eloszlásra vonatkozó paraméterek csak részlegesen tudták leírni a gerinc görbéjének egyenetlenségét a lokáció számszerűsítése nélkül, továbbá csak egészséges pácienseket vizsgáltak. Más kutatók [276, 277] ún. lordosis eloszlási indexet vezettek be, mely százalékban kifejezve megadja az L4-S1 csigolyák közötti Cobb-szögnek és az L1-S1 csigolyák közötti Cobb-szögnek az arányát, de ez az index csak korlátozott mértékben használható a felső lumbalis lordosis leírására, valamint az alsó szakasz részletesebb elemzésére. Az interpolációs polinom kedvező tulajdonságait kihasználva új morfológiai paramétereket vezettem be a lumbalis lordosis lokális viselkedésének jellemzésére, melyek a *Ró-szög*, a *Kitérési százalék* és a *Kiterjedési százalékok*. A *Ró-szög* fokban kifejezve megadja a lumbalis lordosis maximális elhajlását Th12 csigolya és S1 csigolya által meghatározott egyenestől. Minél nagyobb ez a szögérték, annál nagyobb mértékben tolódik el a lumbalis lordosis maximális elhajlásának töréspontja a has irányába. Ehhez kapcsolódóan a *Kitérési százalék* (*K*) megadja a lumbalis lordosis maximális elhajlásának a helyét. Minél nagyobb ez a százalék, annál közelebb helyezkedik el a maximális elhajlás töréspontja az S1 csigolyához. Például, ha a K értéke 50%, akkor az ágyéki gerinc egy “D” alakot formál, míg 75% esetén inkább egy “J” alakot. Ez a kvantitatív paraméter megkülönbözteti a lumbalis lordosis lehetséges alakjait, ezzel jellemezve az eloszlását is. A *Kiterjedési százalékok* megadják a lumbalis lordosis lokális kiterjedéseinek nagyságát a globális kiterjedéséhez viszonyítva. A hat érték segítségével vizsgálhatók a lumbalis lordosis lokális viselkedései, vagyis a görbe eloszlása oly módon, hogy melyik rész milyen mértékben járul hozzá a globális görbülethez.

A rohamos technikai fejlődésnek köszönhetően ma már lehetőség van az informatikai eszközök orvosi használatára és léteznek már olyan kutatások [278, 279, 280], ahol pl. okostelefonok és applikációk segítségével elemzik a gerinc tulajdonságait. Az informatikai piacon elérhetők olyan kutatásokban is használt szoftverek, melyek kifejezetten a gerinc célirányos elemzéséhez készültek. Ilyen szoftverek például a SpineView szoftver (SurgiView, Paris, France) [36, 281], a SagittalSpine szoftver (Optimage, Lyon, France) [30, 71] vagy a Surgimap Spine szoftver (Nemaris Inc., New York, USA) [282, 283, 284]. A kutatások mellett ezek a szoftverek főleg a műtéti

tervezést segítik, ahol a gerinc szögei és a medencéhez viszonyított dőlései mérhetők le röntgenfelvételek segítségével, de a legtöbb ilyen szoftver nem ingyenes, mindenféle telepítéseket igényel, valamint csak a gerinc geometriáját elemzik, a porckorongok degenerációját nem. Az *SRD-módszer* és az új morfológiai jellemzők gyakorlati megvalósítása érdekében kifejlesztettem egy új informatikai szoftvert, melynek a neve *Spinalyze Software*. A *Spinalyze Software* egy internettel rendelkező eszköz, valamint egy böngésző segítségével online és ingyenesen elérhető a világhálón. Az MRI felvétel betöltése után a felhasználó manuálisan ki tudja jelölni a mérési pontokat, majd a szoftver kiszámolja az *SRD-módszerhez* tartozó középpontokat és a gerincre illesztett interpolációs polinomot. Továbbá a szoftver megadja a lumbalis lordosis lokális viselkedését jellemző új morfológiai paramétereket, melyek kimenthetők táblázatos formában. A porckorongok degenerációjának vizsgálatához az utolsó lépésben az MRI felvételhez tartozó nem és életkor megadásával, a szoftver megadja a diszkriminancia-analízis eredményeként a páciensre vonatkozó porckorong degenerációs osztályt is. A szoftver előnyeihez tartozik, hogy egyszerűen elérhető, ingyenes, gyors, és könnyen kezelhető, ahol a használatot segíti egy általam készített User Guide videó is.

A mindennapi klinikai használatban elengedhetetlen, hogy egy informatikai mérőeszköz tudományosan alátámasztott, megbízható és egyszerűen használható legyen, amivel meggyorsíthatja az orvos gyógyítási tevékenységét a diagnosztizálás terén. A *Spinalyze Software* megbízhatóságának ellenőrzéséhez két független értékelő elemezte a vizsgálati minta MRI felvételeit kétszer. Az új szoftverben történő mérési pontok kijelölésének megbízhatósági elemzése nagyon fontos, mivel a kijelölés pontossága meghatározza a később kiszámolt paraméterek minőségét. Az adott értékelő első és második mérésének egymáshoz viszonyított megbízhatósági elemzésénél osztályon belüli korrelációt alkalmaztam az osztályon belüli korrelációs együtthatóval (ICC) kifejezve. Mind az első, mind a második értékelő esetén mindegyik mérési pontnál a koordinátákhoz tartozó mindegyik ICC érték a kiváló kategóriába tartozik (ICC > 0,90). Ez azt jelenti, hogy mind az első, mind a második értékelő esetén, az adott értékelő önmagával kiváló eredménnyel összhangban volt, vagyis a *Spinalyze Software* segítségével végzett mérés biztonságosan megismételhető ugyanazon személy által, mivel az megbízható lesz. A két független értékelő méréseik közötti megbízhatósági elemzésénél osztályok közötti korrelációt alkalmaztam a Pearson-féle r együtthatóval

kifejezve. Mind az első, mind a második mérés esetén mindegyik mérési pontnál a koordinátákhoz tartozó mindegyik Pearson-féle r együttható a nagyon erős kategóriába tartozik (r > 0,80). Ez azt jelenti, hogy mind az első, mind a második mérés alapján, a két független értékelő egymással nagyon erősen összhangban volt, vagyis a *Spinalyze Software* segítségével végzett mérés biztonságosan megismételhető különböző személyek által is, mivel az megbízható lesz. Tehát a mérések alapján a megbízhatósági vizsgálatokkal alátámasztva megállapítható, hogy a *Spinalyze Software* segítségével a mérési pontok meghatározása könnyen és megismételhetően elvégezhetők, így a *Spinalyze Software* megbízható, továbbá az ezen alapuló számításokkal kapott paraméterek is megbízhatók lesznek.

A lumbalis lordosis geometriai megismerésének klinikai alkalmazhatóságához fontos szempont, hogy a vizsgált geometriai jellemzők tudományosan hozzákapcsolhatók legyenek a porckorongok degeneráció mértékéhez. Ezt szem előtt tartva, az elvégzett porckorong degeneráció vizsgálat megbízhatóságának ellenőrzéséhez két független értékelő elemezte a vizsgálati minta MRI felvételeit. A degenerációs értékek megbízhatósági elemzése nagyon fontos, mivel a mérés pontossága meghatározza a későbbi elemzések minőségét. A két független értékelő mérései közötti megbízhatósági elemzésénél osztályok közötti korrelációt alkalmaztam az egyetértési százalékkal és a Cohen-féle kappa értékkel kifejezve. Az értékelők közötti egyetértési százalék 88,33%, valamint a Cohen-féle kappa érték 0,84, ami a kiváló kategóriába tartozik (kappa > 0,81). Ez azt jelenti, hogy a mérés alapján a két független értékelő egymással kiváló összhangban volt, vagyis az elvégzett porckorong degeneráció vizsgálat megbízható.

A bevezetett új morfológiai jellemzők viselkedésének megismeréséhez meghatároztam a vizsgálati mintához tartotó mérés leíró statisztikai értékeit. A sztenderdként használt Cobb-szög nem mutat szignifikáns különbséget a nemek között és átlaga 33,43° viszonylag nagyobb 12,12° szórással. Az új morfológiai jellemzők közül egyik paraméter sem mutat szignifikáns különbséget a nemek között, azaz a mérések alapján a jellemzők nemtől függetlenül vizsgálhatók. A *Ró-szög* alacsony átlagos szögértékkel rendelkezik (7,80°) és szórása is kicsi (2,97°). Tehát a vizsgálati minta esetén csak kis mértékben tolódik el a lumbalis lordosis maximális elhajlásának töréspontja a has irányába. A *Kitérési százalék* átlagosan 62,68%, szórása pedig 4,36%, vagyis az adatok alapján elmondható, hogy a maximális elhajlás töréspontja nem középen

helyezkedik el (amit a K = 50% reprezentálna), hanem átlagosan közelebb van az S1 csigolyához. A *Kitérési százalékok* közül a szórások alapján az A_5 értéknek a legnagyobb, míg az A_6 értéknek a legkisebb a változékonysága. Az átlagokat megvizsgálva az A_4 értékhez tartozó gerinc szakasz járul hozzá a legnagyobb mértékben a globális görbülethez.

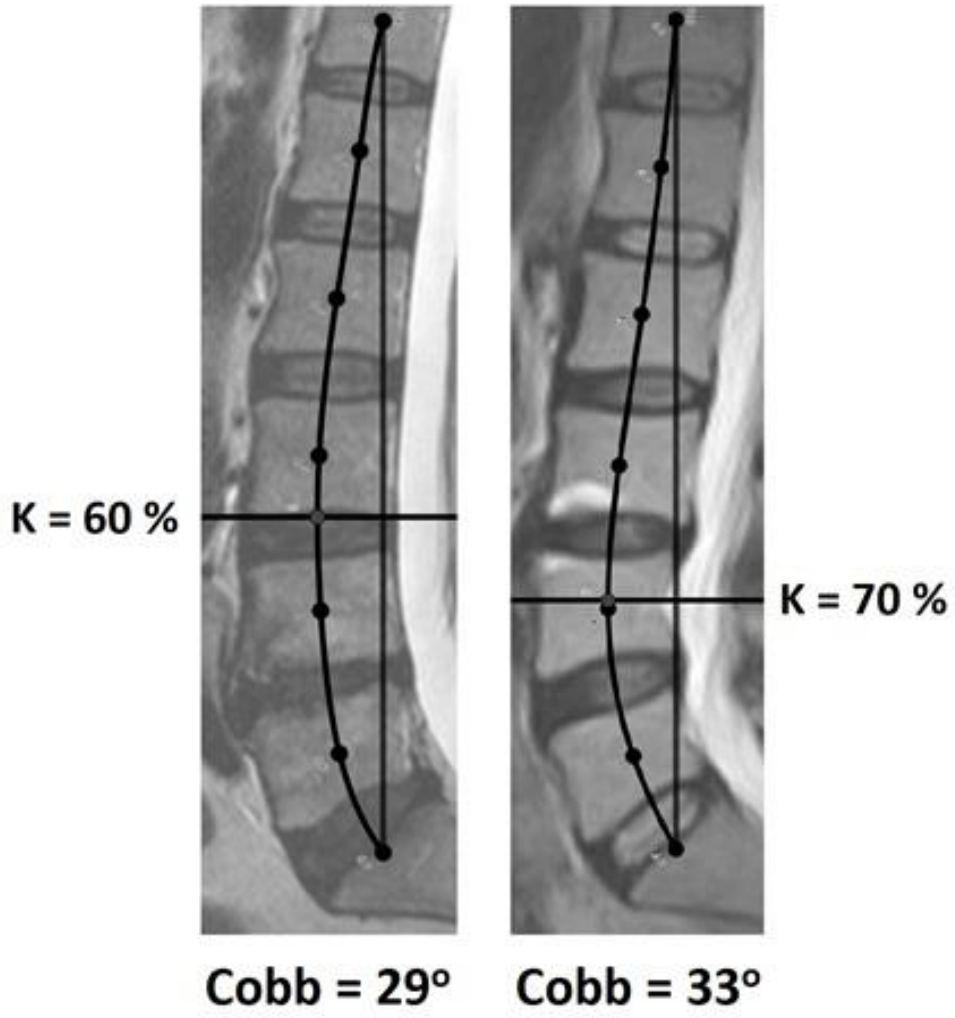
A morfológiai jellemzők közötti kapcsolatok elemzéséhez korrelációszámítást végeztem el. A Cobb-szög nagyon erős pozitív lineáris kapcsolatban áll a *Ró-szöggel* (p = 0,937), ami az jelenti, hogy a Cobb-szög növekedésével a *Ró-szög* is növekszik. Tehát nagyobb mértékű lumbalis lordosis esetén, nagyobb mértékben hajlik el a gerinc a has irányába. Továbbá a Cobb-szög nem mutat statisztikai kapcsolatot a *Kitérési százalékkal* (*K*). A 70. ábrán két gerinc látható körülbelül ugyanakkora Cobb-szögekkel, de nagy különbségű *Kitérési százalékokkal*. A sztenderdként használt Cobb-szög egy egyszerű körívvel közelíti a gerinc ágyéki szakaszát, ami nem túl pontos közelítése a gerinc görbületének. A legjelentősebb korlátja, hogy definiálásából adódóan két különböző típusú gerincgörbület eredményezheti ugyanazt a szögértéket, ezáltal nem tartalmaz információt az ágyéki szakasz eloszlásáról. A mérések alapján a lumbalis lordosis maximális elhajlásának töréspontja lehet különböző ugyanolyan Cobb-szög mellett. Az eredmények azt mutatják, hogy a *Kitérési százalék* a Cobb-szöggel nincs statisztikai kapcsolatban, valamint a *Kitérési százalék* precízebb paraméter a lumbalis lordosis alakjának jellemzésére. Az A_4, A_5 és A_6 *Kiterjedési százalékok* átlagainak összege 58,79%, ami azt jelzi, hogy a lumbalis lordosis kiterjedése az L3 csigolya és az S1 csigolya között fókuszálódik.

A Cobb-szögnek a *Kiterjedési százalékok* közül az A_1, A_2, A_3 értékekkel pozitív korrelációja, valamint az A_5, A_6 értékekkel negatív korrelációja van, míg az A_4 értékkel nincs korrelációja. Ezek alapján látható, hogy a fordulópont az A_4 értéknél jelentkezik. Tehát a Cobb-szög növekedésével az A_1, A_2, A_3 értékek növekednek, az A_5, A_6 értékek pedig csökkennek, míg az A_4 érték nem mutat statisztikai kapcsolatot a Cobb-szöggel. A *Ró-szög* gyengébb korrelációt mutat a *Kitérési százalékkal*. Továbbá a *Ró-szögnek* a *Kiterjedési százalékok* közül az A_1, A_2, A_3 értékekkel pozitív korrelációja, valamint az A_5, A_6 értékekkel negatív korrelációja van, míg az A_4 értékkel nincs korrelációja. Ez megegyezik a Cobb-szög és a *Kiterjedési százalékok* kapcsolatával, ami összhangban van azzal, hogy a Cobb-szög nagyon erős pozitív lineáris kapcsolatban áll a *Ró-szöggel*. A

Kitérési százaléknak jelentős vagy erős korrelációja van mindegyik *Kiterjedési százalékkal,* ami azt jelzi, hogy a görbület alakjának S1 csigolya irányába történő lefelé tolódása nagy hatással van a lumbalis lordosis lokális kiterjedéseinek nagyságára. A *Kitérési százaléknak* az A_1, A_2, A_3 értékekkel negatív és az A_4, A_5, A_6 értékekkel pozitív korrelációja van. Tehát a *Kitérési százalék* növekedésével a görbület felső részénél a kiterjedés csökken, míg az alsó résznél növekszik. A *Kiterjedési százalékok* között tizenöt korreláció vizsgálható. Az eredmények alapján a tizenöt eset közül hat esetben erős, míg öt esetben nagyon erős a korreláció az egyes paraméterek között. Az ezekhez nem tartozó négy esetért az A_4 érték a felelős, mivel az A_1 értékkel jelentős, (az A_2 értékkel épphogy erős), az A_3 értékkel gyengébb, az A_5 értékkel szintén gyengébb a korrelációja, valamint az A_6 értékkel nincs is korrelációja.

Továbbá kiemelendő, hogy az A_5 értéknek nagyon erős korrelációja van mindegyik értékkel, leszámítva az A_4 értéket. Ezen eredmények alapján elmondható, hogy a *Kiterjedési százalékok* szoros kapcsolatban vannak egymással, vagyis az egyik érték megváltozása erősen befolyásolja a többi értéket is, ami jelzi a lumbalis lordosis lokális szakaszainak nagyfokú egymásra való hatásait. A korrelációszámítás eredményei azt mutatják, hogy a *Kiterjedési százalékok* közül az A_4 érték rendhagyóan viselkedik a többi paraméterhez képest, mivel több esetben sem mutat korrelációt egyes paraméterekkel, illetve minden esetben ennél az értéknél történik meg a korreláció irányának (pozitívból negatívba, vagy fordítva) megváltozása.

Összességében az általam bevezetett új paramétereket elemezve megállapítható, hogy léteznek azonos Cobb-szöggel rendelkező gerincek, melyek különböző lokális lumbalis lordosis alakkal és eloszlással rendelkeznek, továbbá a globális lumbalis lordosis eloszlása nem egyenletes, mivel a görbület alakja eltolódik lefelé az S1 csigolya irányába és az L4 csigolya körül centralizálódik. Ezek a megállapítások összhangban vannak a más kutatások [39, 69, 72, 260, 285] által meghatározott eredményekkel.



70. ábra: Különböző *Kitérési százalékok* körülbelül azonos Cobb-szögekkel.

A morfológiai jellemzők és a porckorong degeneráció közötti kapcsolat elemzéséhez korrelációszámítást végeztem el. A mérések alapján a Cobb-szög (r_ϱ = 0,283) és a *Ró-szög* (r_ϱ = 0,388) is csak az L4-L5 porckorong degenerációs kategóriáival van korrelációban, ott is gyengébb korrelációt mutatva. Ezen eredmények azt jelzik, hogy a Cobb-szög és a *Ró-szög* sem megfelelően érzékeny paraméterek a porckorong degeneráció mértékének meghatározásához. A *Kitérési százalék* viszont az összes ágyéki porckorong degenerációs kategóriáival szignifikáns negatív korrelációt mutat, csökkenő Spearman-féle r_ϱ együttható értékekkel. Az eredmények alapján ez azt jelenti, hogy minél kisebb a *Kitérési százalék* (*K*) értéke, annál több a degenerált porckorong az alsó ágyéki szakaszon, vagy fordítva megfogalmazva, minél nagyobb a teljes ágyéki

görbületnek a koncentrálódása az alsóbb szegmensekben, annál kevesebb a degenerált porckorongok száma a gerinc ágyéki szakaszában. A vizsgálattok alapján a *Kiterjedési százalékok* nem mutattak kapcsolatot a porckorong degenerációs kategóriáival. Összességében tehát a *Kitérési százalék* egyértelmű kapcsolatot mutat az ágyéki porckorongok degenerációjával, valamint az eredmények alapján sokkal szenzitívebb paraméternek bizonyul a porckorong degeneráció mértékének meghatározásában, mint a Cobb-szög, a *Ró-szög* vagy a *Kiterjedési százalékok*.

A porckorong degenerációval összefüggésbe hozott *Kitérési százalék* további vizsgálatához kontroll csoporttal történő összehasonlító elemzést is végeztem. A kontroll csoport kialakítása nem a derékfájdalom megléte vagy típusa alapján történt, hanem a porckorong degeneráció mértéke alapján, mivel a célom a *Kitérési százalék* és az ágyéki porckorong degeneráció kapcsolatának további vizsgálata volt. Az eredmények alapján a *Kitérési százalékot* tekintve a beteg csoport és az egészséges kontroll csoport között szignifikáns az eltérés ($p < 0,001$). Az egészséges kontroll csoportban a *Kitérési százalék* átlagértéke 67,12% (3,73% szórással), míg ez az átlagérték a beteg csoportban 61,66% (4,30% szórással). Tehát az eredmények alapján a *Kitérési százalék* értékei az egészséges kontroll csoporthoz képest a beteg csoportban szignifikánsan eltérnek, és átlagértéke kisebb. Ezen eredmények is megerősítik a korrelációszámításnál kapott eredményeket, miszerint a *Kitérési százalék* egyértelmű kapcsolatot mutat az ágyéki porckorongok degenerációjával, és szenzitív paraméternek bizonyul a porckorong degeneráció mértékének meghatározásában.

A porckorong degenerációval összefüggésbe hozott *Kitérési százalék* további vizsgálatához diszkriminancia-analízist alkalmaztam, ahol célom az ágyéki porckorongokra vonatkozó degenerációs osztályok kialakítása és ezen osztályok jelzése volt. A degenerációs osztályok kialakításához megvizsgáltam az öt degenerációs érték mediánjának, és az átlagának felhasználási lehetőségét is. A degenerációs értékek mediánja és átlaga között szignifikáns a különbség ($p = 0,005$). A mediánnal történő osztályok kialakításánál és a diszkriminálásnál elvégzett elemzések összességében azt mutatták, hogy a kialakított osztályok keverednek, a diszkrimináló függvények nem választják szét jól az osztályokat, vagyis a medián nem alkalmas a diszkriminálásra. Az átlaggal történő osztályok kialakításánál az elemzések segítségével meghatároztam egy alkalmas osztályozást, ahol a degenerációs osztályok között szignifikáns az eltérés ($p <$

0,001). Ez az osztályozás három osztályt foglal magába: az Egészséges, a Mérsékelt és a Beteg osztályt. A korrelációszámítás és a kontroll csoporttal történő összehasonlító elemzés eredményeivel összhangban, a *Kitérési százaléknak* a Beteg osztályban a legkisebb az átlagértéke (60,18%). Az eredmények alapján az átlag alkalmas a diszkriminálásra és a bevezetett degenerációs osztályok megfelelők voltak a további elemzések elvégzéséhez. A vizsgált páciensek bevezetett degenerációs osztályokba sorolása esetén három független változó mutatott szignifikáns eredményt: a Nem ($p = 0,030$), az Életkor ($p < 0,001$) és a *Kitérési százalék* (*K*) ($p < 0,001$), a sztenderdként használt Cobb-szög viszont nem. Tehát ezen három paraméter (Nem, Életkor, *Kitérési százalék*) és a diszkrimináló függvények segítségével meghatározható a vizsgált pácienshez tartozó degenerációs osztály, továbbá a bevezetett degenerációs osztályok jól elkülönülnek a diszkrimináló függvények révén.

A diszkriminancia-analízis elvégzése után a teljes vizsgálati minta összes helyes besorolási értéke 80,4%, valamit a modell érvényességének tesztelése során ez az érték 75,0%, ami jónak tekinthető. Az eredmény javítási lehetőségeként elvégeztem az elemzést a Mérsékelt és Beteg osztályok összevonásával is, azaz két osztály alkalmazásával, de az elemzések nem adtak jobb osztályozást, vagyis érdemes a bevezetett három osztályt használni. Összefoglalva az elemzés eredményei alapján, a modell indirekt módon (a Nem, az Életkor és a *Kitérési százalék* (*K*) alapján) statisztikailag megbízhatóan sorolja be a pácienseket az általam kidolgozott Egészséges, Mérsékelt vagy Beteg degenerációs osztályba. Tehát a Nem, az Életkor és a K értékei segítségével megkapható a degenerációs osztály, a bevett direkt móddal szemben, ahol egyenként kell meghatározni a Pfirrmann-féle skála alapján az ágyéki porckorongok degeneráció mértékét, majd ezeket átlagolni, és ez alapján meghatározni az osztályt. Ezen eredmények is megerősítik a korrelációszámításnál és a kontroll csoporttal történő összehasonlító elemzésnél kapott eredményeket, miszerint a *Kitérési százalék* egyértelmű kapcsolatot mutat az ágyéki porckorongok degenerációjával, és szenzitív paraméternek bizonyul a porckorong degeneráció mértékének meghatározásában.

6. KÖVETKEZTETÉSEK

A tudományos szakirodalomban feltárt hiányosságokat figyelembe véve a doktori értekezésem célkitűzései a következők voltak:

1. Kidolgozni egy új matematikai módszert, mely a lumbalis lordosis geometriai alakját az eddig ismert módszereknél pontosabban méri.
2. Kidolgozni egy új kvantitatív paramétert, mely a lumbalis lordosis eloszlását jellemzi.
3. Kapcsolatba hozni a lumbalis lordosis eloszlását az ágyéki porckorongok degenerációjával az új kvantitatív paraméter segítségével.
4. Kifejleszteni egy új informatikai szoftvert, amely az új módszeren alapul, és a kutatás eredményeit elérhetővé teszi a klinikai gyakorlat számára.

A kutatásom és az eredményeim alapján a célkitűzéseimmel összhangban az új tudományos megállapításaim a következők:

1. Kidolgoztam egy olyan új vizsgálati eljárást, amely egy új matematikai módszer révén a lumbalis lordosis geometriai alakját az eddig ismert módszereknél pontosabban méri. Az általam kidolgozott új módszernek a neve *SRD-módszer*.
2. Meghatároztam egy új kvantitatív paramétert, mely a lumbalis lordosis eloszlását jellemzi. Az általam meghatározott új paraméternek a neve *Kitérési százalék* (*K*).
3. Kapcsolatba hoztam a lumbalis lordosis eloszlását az ágyéki porckorongok degenerációjával az új kvantitatív paraméter segítségével.
    - Korrelációszámítások során a mérési adatok alapján azt találtam, hogy minél kisebb a *Kitérési százalék* értéke, annál több a degenerált porckorong az alsó ágyéki szakaszon, vagy fordítva megfogalmazva, minél nagyobb a teljes ágyéki görbületnek a koncentrálódása az alsóbb szegmensekben, annál kevesebb a degenerált porckorongok száma a gerinc ágyéki szakaszában.
    - Kontroll csoporttal történő összehasonlító elemzés során a mérési adatok alapján azt találtam, hogy a *Kitérési százalék* értékei az egészséges kontroll csoporthoz képest a beteg csoportban szignifikánsan eltérnek, és átlagértéke kisebb.

- Diszkriminancia-analízis során a mérési adatok alapján azt találtam, hogy az ágyéki porckorongokra vonatkozó, bevezetett degenerációs osztályokba sorolás esetén a *Kitérési százalék* szignifikáns diszkrimináló hatást mutat.

4. Kifejlesztenem egy új informatikai szoftvert, amely az új matematikai módszeren alapul, és a kutatás eredményeit elérhetővé teszi a klinikai gyakorlat számára. Az általam kidolgozott új szoftvernek a neve *Spinalyze Software*.

7. ÖSSZEFOGLALÁS

A lumbalis derékfájás a társadalomra és a gazdaságra is jelentős hatást kifejtő, népegészségügyi probléma. A fájdalom kezelésének terápiája összetett, és jelenleg nincsen egységesen bizonyított hatékony módszer a probléma kezelésére. Az intenzív, több évtizedes kutatások tapasztalatai alapján a derékfájdalommal kapcsolatban négy összetevőt érdemes megvizsgálni: a gerinc geometriáját, a gerinc degeneratív morfológiai elváltozásait, a pácienseknek az elváltozással együtt járó fájdalmát és a funkciókárosodás mértékét. A gerinc vizsgálata során különös jelentőséggel bír az ágyéki szakasz görbületének vizsgálata, az ún. lumbalis lordosis vizsgálata, mivel ez a leggyakrabban érintett szakasz.

Jelen doktori értekezésemben a lumbalis lordosis geometriájának és az ágyéki porckorongok degenerációjának kapcsolatát vizsgáltam matematikai modellalkotás és annak számítógép szoftveres adaptációja segítségével.

Kidolgoztam egy új vizsgálati módszert (*SRD-módszer*), mely a lumbalis lordosis geometriai alakját az eddig ismert módszereknél pontosabban méri. Az új vizsgálati módszerhez kapcsolódóan meghatároztam egy új kvantitatív paramétert (*Kitérési százalék* (*K*)), mely a lumbalis lordosis eloszlását jellemzi. Vizsgálataim során kapcsolatba hoztam a lumbalis lordosis eloszlását az ágyéki porckorongok degenerációjával az új kvantitatív paraméter segítségével. A korrelációszámítások során a mérési adatok alapján azt találtam, hogy minél kisebb a *Kitérési százalék* értéke, annál több a degenerált porckorong az alsó ágyéki szakaszon, vagy fordítva megfogalmazva, minél nagyobb a teljes ágyéki görbületnek a koncentrálódása az alsóbb szegmensekben, annál kevesebb a degenerált porckorongok száma a gerinc ágyéki szakaszában. A kontroll csoporttal történő összehasonlító elemzés során a mérési adatok alapján azt találtam, hogy a *Kitérési százalék* értékei az egészséges kontroll csoporthoz képest a beteg csoportban szignifikánsan eltérnek, és átlagértéke kisebb. A diszkriminancia-analízis során a mérési adatok alapján azt találtam, hogy az ágyéki porckorongokra vonatkozó bevezetett degenerációs osztályokba sorolás esetén a *Kitérési százalék* szignifikáns diszkrimináló hatást mutat. Továbbá kifejlesztettem egy új informatikai szoftvert (*Spinalyze Software*), amely az új vizsgálati módszeren alapul, és a kutatás eredményeit elérhetővé teszi a klinikai gyakorlatban történő felhasználásra.

8. SUMMARY

Low back pain is a major factor that influences both society and economy. Therapy is complex and no single method has been proved effectively to treat this disease. Based on the experience of intensive research there are four main factors associated with low back pain which are the geometry of the spine, the morphological degeneration, the pain of the patients associated with the degeneration and the degree of the impairment function. During the examination of the spine the investigation of the lumbar lordosis is highly important because it is the most frequently affected section.

In my Ph.D. thesis I investigated the relationship between the geometry of the lumbar lordosis and the degeneration of the lumbar intervertebral discs by mathematical modelling and its software adaptation.

I have developed a new examination method (*SRD-method*) which approximates the curve of the lumbar lordosis more precisely. Based on the new method I have defined a new quantitative parameter (*Digression percentage* (*K*)) which assesses the distribution of the lumbar lordosis. During my investigation I have discovered a relationship between the distribution of the lumbar lordosis and the degeneration of the lumbar intervertebral discs by the new quantitative parameter. According to the correlation analyses based on the results I have discovered that the smaller the value of *Digression percentage* the more the number of degenerated discs is in the lower lumbar sections. These results indicate that the more the total lordosis is concentrated in the lower segments the fewer the number of the degenerated discs in the lumbar spine. According to the control group comparative analysis based on the results I have discovered that there is a significant difference between the healthy control group and the ill group, and the average of the *Digression percentage* is smaller in the ill group. According to the discriminant analysis based on the results I have discovered that the *Digression percentage* shows a significant effect by the classification into the lumbar intervertebral disc degeneration classes. Furthermore, based on the new method I have developed a new informatic software (*Spinalyze Software*) which makes the results of the research available for using in clinical practice.

9. IRODALOMJEGYZÉK

[1] Dagenais S, Caro J, Haldeman S. (2008) A systematic review of low back pain cost of illness studies in the United States and internationally. Spine J, 8: 8-20.

[2] Hoy D, March L, Brooks P, Blyth F, Woolf A, Bain C, Williams G, Smith E, Vos T, Barendregt J, Murray C, Burstein R, Buchbinder R. (2014) The global burden of low back pain: estimates from the Global Burden of Disease 2010 study. Ann Rheum Dis, 73: 968-974.

[3] Vos T, Flaxman AD, Naghavi M, Lozano R, Michaud C, Ezzati M, Shibuya K, Salomon JA, Abdalla S, Aboyans V, Abraham J, Ackerman I, Aggarwal R, Ahn SY, Ali MK, Alvarado M, Anderson HR, Anderson LM, Andrews KG, Atkinson C, Baddour LM, Bahalim AN, Barker-Collo S, Barrero LH, Bartels DH, Basáñez MG, Baxter A, Bell ML, Benjamin EJ, Bennett D, Bernabé E, Bhalla K, Bhandari B, Bikbov B, Bin Abdulhak A, Birbeck G, Black JA, Blencowe H, Blore JD, Blyth F, Bolliger I, Bonaventure A, Boufous S, Bourne R, Boussinesq M, Braithwaite T, Brayne C, Bridgett L, Brooker S, Brooks P, Brugha TS, Bryan-Hancock C, Bucello C, Buchbinder R, Buckle G, Budke CM, Burch M, Burney P, Burstein R, Calabria B, Campbell B, Canter CE, Carabin H, Carapetis J, Carmona L, Cella C, Charlson F, Chen H, Cheng AT, Chou D, Chugh SS, Coffeng LE, Colan SD, Colquhoun S, Colson KE, Condon J, Connor MD, Cooper LT, Corriere M, Cortinovis M, de Vaccaro KC, Couser W, Cowie BC, Criqui MH, Cross M, Dabhadkar KC, Dahiya M, Dahodwala N, Damsere-Derry J, Danaei G, Davis A, De Leo D, Degenhardt L, Dellavalle R, Delossantos A, Denenberg J, Derrett S, Des Jarlais DC, Dharmaratne SD, Dherani M, Diaz-Torne C, Dolk H, Dorsey ER, Driscoll T, Duber H, Ebel B, Edmond K, Elbaz A, Ali SE, Erskine H, Erwin PJ, Espindola P, Ewoigbokhan SE, Farzadfar F, Feigin V, Felson DT, Ferrari A, Ferri CP, Fèvre EM, Finucane MM, Flaxman S, Flood L, Foreman K, Forouzanfar MH, Fowkes FG, Franklin R, Fransen M, Freeman MK, Gabbe BJ, Gabriel SE, Gakidou E, Ganatra HA, Garcia B, Gaspari F, Gillum RF, Gmel G, Gosselin R, Grainger R, Groeger J, Guillemin F, Gunnell D, Gupta R, Haagsma J, Hagan H, Halasa YA, Hall W, Haring D, Haro JM, Harrison JE, Havmoeller R, Hay RJ, Higashi H, Hill C, Hoen B, Hoffman H, Hotez PJ, Hoy D, Huang JJ, Ibeanusi SE, Jacobsen KH, James SL, Jarvis D, Jasrasaria R, Jayaraman S, Johns N, Jonas JB,

Karthikeyan G, Kassebaum N, Kawakami N, Keren A, Khoo JP, King CH, Knowlton LM, Kobusingye O, Koranteng A, Krishnamurthi R, Lalloo R, Laslett LL, Lathlean T, Leasher JL, Lee YY, Leigh J, Lim SS, Limb E, Lin JK, Lipnick M, Lipshultz SE, Liu W, Loane M, Ohno SL, Lyons R, Ma J, Mabweijano J, MacIntyre MF, Malekzadeh R, Mallinger L, Manivannan S, Marcenes W, March L, Margolis DJ, Marks GB, Marks R, Matsumori A, Matzopoulos R, Mayosi BM, McAnulty JH, McDermott MM, McGill N, McGrath J, Medina-Mora ME, Meltzer M, Mensah GA, Merriman TR, Meyer AC, Miglioli V, Miller M, Miller TR, Mitchell PB, Mocumbi AO, Moffitt TE, Mokdad AA, Monasta L, Montico M, Moradi-Lakeh M, Moran A, Morawska L, Mori R, Murdoch ME, Mwaniki MK, Naidoo K, Nair MN, Naldi L, Narayan KM, Nelson PK, Nelson RG, Nevitt MC, Newton CR, Nolte S, Norman P, Norman R, O'Donnell M, O'Hanlon S, Olives C, Omer SB, Ortblad K, Osborne R, Ozgediz D, Page A, Pahari B, Pandian JD, Rivero AP, Patten SB, Pearce N, Padilla RP, Perez-Ruiz F, Perico N, Pesudovs K, Phillips D, Phillips MR, Pierce K, Pion S, Polanczyk GV, Polinder S, Pope CA 3rd, Popova S, Porrini E, Pourmalek F, Prince M, Pullan RL, Ramaiah KD, Ranganathan D, Razavi H, Regan M, Rehm JT, Rein DB, Remuzzi G, Richardson K, Rivara FP, Roberts T, Robinson C, De Leòn FR, Ronfani L, Room R, Rosenfeld LC, Rushton L, Sacco RL, Saha S, Sampson U, Sanchez-Riera L, Sanman E, Schwebel DC, Scott JG, Segui-Gomez M, Shahraz S, Shepard DS, Shin H, Shivakoti R, Singh D, Singh GM, Singh JA, Singleton J, Sleet DA, Sliwa K, Smith E, Smith JL, Stapelberg NJ, Steer A, Steiner T, Stolk WA, Stovner LJ, Sudfeld C, Syed S, Tamburlini G, Tavakkoli M, Taylor HR, Taylor JA, Taylor WJ, Thomas B, Thomson WM, Thurston GD, Tleyjeh IM, Tonelli M, Towbin JA, Truelsen T, Tsilimbaris MK, Ubeda C, Undurraga EA, van der Werf MJ, van Os J, Vavilala MS, Venketasubramanian N, Wang M, Wang W, Watt K, Weatherall DJ, Weinstock MA, Weintraub R, Weisskopf MG, Weissman MM, White RA, Whiteford H, Wiersma ST, Wilkinson JD, Williams HC, Williams SR, Witt E, Wolfe F, Woolf AD, Wulf S, Yeh PH, Zaidi AK, Zheng ZJ, Zonies D, Lopez AD, Murray CJ, AlMazroa MA, Memish ZA. (2012) Years lived with disability (YLDs) for 1160 sequelae of 289 diseases and injuries 1990-2010: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2010. Lancet, 380: 2163-2196.

[4] Balagué F, Mannion AF, Pellisé F, Cedraschi C. (2012) Non-specific low back pain. Lancet, 379: 482-491.

[5] Katz JN. (2006) Lumbar disc disorders and low-back pain: socioeconomic factors and consequences. J Bone Joint Surg Am, 88: 21-24.

[6] Patrick N, Emanski E, Knaub MA. (2016) Acute and Chronic Low Back Pain. Med Clin North Am, 98: 777-789.

[7] van Tulder M, Becker A, Bekkering T, Breen A, del Real MT, Hutchinson A, Koes B, Laerum E, Malmivaara A, COST B13 Working Group on Guidelines for the Management of Acute Low Back Pain in Primary Care. (2006) Chapter 3 European guidelines for the management of acute nonspecific low back pain in primary care. Eur Spine J, 15: 169-191.

[8] Palmer KT, Walsh K, Bendall H, Cooper C, Coggon D. (2000) Back pain in Britain: comparison of two prevalence surveys at an interval of 10 years. BMJ, 320: 1577-1578.

[9] Pengel LH, Herbert RD, Maher CG, Refshauge KM. (2003) Acute low back pain: systematic review of its prognosis. BMJ, 327: 323-327.

[10] Deyo RA, Weinstein JN. (2001) Low back pain. N Engl J Med, 344: 363-370.

[11] Tokaji K. A 2014-ben végrehajtott Európai lakossági egészségfelmérés eredményei - Összefoglaló adatok. Központi Statisztikai Hivatal, Budapest, 2018: 9-30.

[12] Szentágothai J, Réthelyi M. Funkcionális anatómia I. Medicina Könyvkiadó, Budapest, 2006: 204-287.

[13] Gray H. Anatomy of the Human Body. Lea & Febiger, Philadelphia, 1918. (Online felújított verzió: Bartleby.com, New York, 2000. Honlap: www.bartleby.com/107/. Elérés dátuma: 2020.04.08.)

[14] OpenStax. Anatomy and Physiology. Rice University, Houston, 2013: 255-306.

[15] Csoknya M, Wilhelm M. A sportmozgások biológiai alapjai. Dialóg Campus Kiadó, Pécs, 2011: 122-152.

[16] Adams MA, Mannion AF, Dolan P. (1999) Personal risk factors for first-time low back pain. Spine (Phila Pa 1976), 24: 2497-2505.

[17] Berlemann U, Jeszenszky DJ, Buhler DW, Harms J. (1999) The role of lumbar lordosis, vertebral end-plate inclination, disc height, and facet orientation in degenerative spondylolisthesis. J Spinal Disord, 12: 68-73.

[18] Booth KC, Bridwell KH, Lenke LG, Baldus CR, Blanke KM. (1999) Complications and predictive factors for the successful treatment of flatback deformity (fixed sagittal imbalance). Spine (Phila Pa 1976), 24: 1712-1720.

[19] Chen IR, Wei TS. (2009) Disc height and lumbar index as independent predictors of degenerative spondylolisthesis in middle-aged women with low back pain. Spine (Phila Pa 1976), 34: 1402-1409.

[20] Jang JS, Lee SH, Min JH, Maeng DH. (2009) Influence of lumbar lordosis restoration on thoracic curve and sagittal position in lumbar degenerative kyphosis patients. Spine (Phila Pa 1976), 34: 280-284.

[21] Cobb JR. (1948) Outline for the study of scoliosis. Instr Course Lect AAOS, 5: 261-275.

[22] Mostofi SB. Who's who in orthopedics. Springer, London, 2005: 65-67.

[23] Vrtovec T, Pernuš F, Likar B. (2009) A review of methods for quantitative evaluation of spinal curvature. Eur Spine J, 18: 593-607.

[24] Côté P, Cassidy J, Yong-Hing K, Sibley J, Loewy J. (1997) Apophysial joint degeneration, disc degeneration, and sagittal curve of the cervical spine: can they be measured reliably on radiographs?. Spine (Phila Pa 1976), 22: 859-864.

[25] Hardacker J, Shuford R, Capicotto P, Pryor P. (1997) Radiographic standing cervical segmental alignment in adult volunteers without neck symptoms. Spine (Phila Pa 1976), 22: 1472-1480.

[26] Alanay A, Pekmezci M, Karaeminogullari O, Acaroglu E, Yazici M, Cil A, Pijnenburg B, Genc Y, Oner F. (2007) Radiographic measurement of the sagittal plane deformity in patients with osteoporotic spinal fractures evaluation of intrinsic error. Eur Spine J, 16: 2126-2132.

[27] Briggs A, Wrigley T, Tully E, Adams P, Greig A, Bennell K. (2007) Radiographic measures of thoracic kyphosis in osteoporosis: Cobb and vertebral centroid angles. Skeletal Radiol, 36: 761-767.

[28] Carman D, Browne R, Birch J. (1990) Measurement of scoliosis and kyphosis radiographs: intraobserver and interobserver variation. J Bone Joint Surg Am, 72: 328-333.

[29] Fon G, Pitt M, Thies A. (1980) Thoracic kyphosis: range in normal subjects. AJR Am J Roentgenol, 134: 979-983.

[30] Mac-Thiong JM, Labelle H, Charlebois M, Huot MP, de Guise J. (2003) Sagittal plane analysis of the spine and pelvis in adolescent idiopathic scoliosis according to the coronal curve type. Spine (Phila Pa 1976), 28: 1404-1409.

[31] Singer K, Jones T, Breidahl P. (1990) A comparison of radiographic and computer-assisted measurements of thoracic and thoracolumbar sagittal curvature. Skeletal Radiol, 19: 21-26.

[32] Stotts A, Smith J, Santora S, Roach J, D'Astous J. (2002) Measurement of spinal kyphosis: implications for the management of Scheuermann's kyphosis. Spine (Phila Pa 1976), 27: 2143-2146.

[33] Vedantam R, Lenke L, Keeney J, Bridwell K. (1998) Comparison of standing sagittal spinal alignment in asymptomatic adolescents and adults. Spine (Phila Pa 1976), 23: 211-215.

[34] Voutsinas SA, MacEwen GD. (1986) Sagittal profiles of the spine. Clin Orthop Relat Res, 210: 235-242.

[35] Hicks GE, George SZ, Nevitt MA, Cauley JA, Vogt MT. (2006) Measurement of lumbar lordosis: inter-rater reliability, minimum detectable change and longitudinal variation. J Spinal Disord Tech, 19: 501-506.

[36] Vialle R, Levassor N, Rillardon L, Templier A, Skalli W, Guigui P. (2005) Radiographic analysis of the sagittal alignment and balance of the spine in asymptomatic subjects. J Bone Joint Surg Am, 87: 260-267.

[37] Polly DW Jr, Kilkelly FX, McHale KA, Asplund LM, Mulligan M, Chang AS. (1996) Measurement of lumbar lordosis, evaluation of intraobserver, interobserver, and technique variability. Spine (Phila Pa 1976), 21: 1530-1535.

[38] Been E, Barash A, Pessah H, Peleg S. (2010) A new look at the geometry of the lumbar spine. Spine (Phila Pa 1976), 35: E1014-1017.

[39] Been E, Kalichman L. (2014) Lumbar lordosis. Spine J, 14: 87-97.

[40] Anderson GBJ, Murphy RW, Oertengren R, Nachemson AL. (1979) The influence of backrest inclination and lumbar support on lumbar lordosis. Spine (Phila Pa 1976), 4: 52-58.

[41] Bernhardt M, Bridwell KH. (1989) Segmental analysis of the sagittal plane alignment of the normal thoracic and lumbar spines and thoracolumbar junction. Spine (Phila Pa 1976), 14: 717-721.

[42] Jackson RP, McManus AC. (1994) Radiographic analysis of sagittal plane alignment and balance in standing volunteers and patients with low back pain matched for age, sex and size: A prospective controlled clinical study. Spine (Phila Pa 1976), 14: 1611-1618.

[43] Poussa M, Schlenzka D, Seitsalo S, Ylikoski M, Hurri H, Osterman K. (1993) Surgical treatment of severe isthmic spondylolisthesis in adolescents: Reduction or fusion in situ. Spine (Phila Pa 1976), 18: 894-901.

[44] Tan SB, Kozak JA, Dickson JH, Nalty TJ. (1994) Effect of operative position on sagittal alignment of the lumbar spine. Spine (Phila Pa 1976), 19: 314-318.

[45] Turi M, Johnston CE, Richards SB. (1993) Anterior correction of idiopathic scoliosis using TSRH instrumentation. Spine (Phila Pa 1976), 18: 417-422.

[46] Wiltse LL, Winter RB. (1983) Terminology and measurement in spondylolisthesis. J Bone Joint Surg Am, 65: 768-772.

[47] Cil A, Yazici M, Uzumcugil A, Kandemir U, Alanay A, Alanay Y, Acaroglu RE, Surat A. (2005) The evolution of sagittal segmental alignment of the spine during childhood. Spine, 30: 93-100.

[48] Schuller S, Charles YP, Steib JP. (2011) Sagittal spinopelvic alignment and body mass index in patients with degenerative spondylolisthesis. Eur Spine J, 20: 713-719.

[49] Suzuki H, Endo K, Kobayashi H, Tanaka H, Yamamoto K. (2010) Total sagittal spinal alignment in patients with lumbar canal stenosis accompanied by intermittent claudication. Spine (Phila Pa 1976), 35: E344-346.

[50] Andreasen ML, Langhoff L, Jensen TS, Albert HB. (2007) Reproduction of the lumbar lordosis: a comparison of standing radiographs versus supine magnetic resonance imaging obtained with straightened lower extremities. J Manipulative Physiol Ther, 30: 26-30.

[51] Kalichman L, Li L, Hunter DJ, Been E. (2011) Association between computed tomography-evaluated lumbar lordosis and features of spinal degeneration, evaluated in supine position. Spine J, 11: 308-315.

[52] Neuschwander TB, Cutrone J, Macias BR, Cutrone S, Murthy G, Chambers H, Hargens AR. (2010) The effect of backpacks on the lumbar spine in children: a standing magnetic resonance imaging study. Spine (Phila Pa 1976), 35: 83-88.

[53] Moskowitz A, Tromanhauser S. (1993) Surgical and clinical results of scoliosis surgery using Zielke instrumentation. Spine (Phila Pa 1976), 18: 2444-2251.

[54] Lowe TG, Peters JD. (1993) Anterior spinal fusion with Zielke instrumentation for idiopathic scoliosis; a frontal and sagittal curve analysis in 36 patients. Spine (Phila Pa 1976), 18: 423-426.

[55] Fernand R, Fox DE. (1985) Evaluation of lumbar lordosis: A prospective and retrospective study. Spine (Phila Pa 1976), 10: 799-803.

[56] Stagnara P, De Mauroy JC, Dran G, Gonon GP, Costanzo G, Dimnet J, Pasquet A. (1982) Reciprocal angulation of vertebral bodies in a sagittal plane: Approach to references for the evaluation of kyphosis and lordosis. Spine (Phila Pa 1976), 7: 335-342.

[57] Seidi F, Rajabi R, Ebrahimi TI, Tavanai AR, Moussavi SJ. (2009) The Iranian flexible ruler reliability and validity in lumbar lordosis measurements. World J Sport Sci, 2: 95-99.

[58] Link CS, Nicholson GG, Shaddeau SA, Birch R, Gossman MR. (1990) Lumbar curvature in standing and sitting in two types of chairs: relationship of hamstring and hip flexor muscle length. Phys Ther, 70: 611-618.

[59] Youdas JW, Suman VJ, Garrett TR. (1995) Reliability of measurements of lumbar spine sagittal mobility obtained with the flexible curve. J Orthop Sports Phys Ther, 21: 13-20.

[60] Bryan JM, Mosner E, Shippee R, Stull MA. (1989) Investigation of the flexible ruler as a noninvasive measure of lumbar lordosis in black and white adult female sample populations. J Orthop Sports Phys Ther, 11: 3-7.

[61] Rajabi R, Seidi F, Mohamadi F. (2008) Which method is accurate when using the flexible ruler to measure the lumbar curvature angle? Deep point or mid point of arch? World Appl Sci J, 4: 849-852.

[62] Lovell FW, Rothstein JM, Personius WJ. (1989) Reliability of clinical measurements of lumbar lordosis taken with a flexible rule. Phys Ther, 69: 96-105.

[63] Levine D, Colston MA, Whittle MW, Pharo EC, Marcellin-Little DJ. (2007) Sagittal lumbar spine position during standing, walking, and running at various gradients. J Athl Train, 42: 29-34.

[64] Claus AP, Hides JA, Moseley GL, Hodges PW. (2009) Is 'ideal' sitting posture real? Measurement of spinal curves in four sitting postures. Man Ther, 14: 404-408.

[65] Freddolini M, Strike S, Lee R. (2014) Dynamic stability of the trunk during unstable sitting in people with low back pain. Spine (Phila Pa 1976), 39: 785-790.

[66] Celan D, Palfy M, Bracun D, Turk Z, Mozina J, Komadina R. (2012) Measurement of spinal sagittal curvatures using the laser triangulation method. Coll Antropol, 36: 179-186.

[67] Schmidt H, Bashkuev M, Weerts J, Graichen F, Altenscheidt J, Maier C, Reitmaier S. (2018) How do we stand? Variations during repeated standing phases of asymptomatic subjects and low back pain patients. J Biomech, 70: 67-76.

[68] Tayyab NA, Samartzis D, Altiok H, Shuff CE, Lubicky JP, Herman J, Khanna N. (2007) The reliability and diagnostic value of radiographic criteria in sagittal spine deformities: comparison of the vertebral wedge ratio to the segmental Cobb angle. Spine (Phila Pa 1976), 32: E451-459.

[69] Roussouly P, Gollogly S, Berthonnaud E, Dimnet J. (2005) Classification of the normal variation in the sagittal alignment of the human lumbar spine and pelvis in the standing position. Spine (Phila Pa 1976), 30: 346-353.

[70] Roussouly P, Nnadi C. (2010) Sagittal plane deformity: an overview of interpretation and management. Eur Spine J, 19: 1824-1836.

[71] Labelle H, Roussouly P, Chopin D, Berthonnaud E, Hresko T, O'Brien M. (2008) Spino-pelvic alignment after surgical correction for developmental spondylolisthesis. Eur Spine J, 17: 1170-1176.

[72] Schwab F, Lafage V, Patel A, Farcy JP. (2009) Sagittal plane considerations and the pelvis in the adult patient. Spine (Phila Pa 1976), 34: 1828-1833.

[73] Schwab F, Patel A, Ungar B, Farcy JP, Lafage V. (2010) Adult spinal deformity-postoperative standing imbalance: how much can you tolerate? An overview of key parameters in assessing alignment and planning corrective surgery. Spine (Phila Pa 1976), 35: 2224-2231.

[74] Franz JR, Paylo KW, Dicharry J, Riley PO, Kerrigan DC. (2009) Changes in the coordination of hip and pelvis kinematics with mode of locomotion. Gait Posture, 29: 494-498.

[75] Youdas JW, Garrett TR, Egan KS, Therneau TM. (2000) Lumbar lordosis and pelvic inclination in adults with chronic low back pain. Phys Ther, 80: 261-275.

[76] Berthonnaud E, Dimnet J, Roussouly P, Labelle H. (2005) Analysis of the sagittal balance of the spine and pelvis using shape and orientation parameters. J Spinal Disord Tech, 18: 40-47.

[77] Harrison DD, Janik T, Troyanovich S, Holland B. (1996) Comparisons of lordotic cervical spine curvatures to a theoretical ideal model of the static sagittal cervical spine. Spine (Phila Pa 1976), 21: 667-675.

[78] Troyanovich S, Harrison DE, Harrison DD, Holland B, Janik T. (1998) Further analysis of the reliability of the posterior tangent lateral lumbar radiographic mensuration procedure: concurrent validity of computer-aided X-ray digitization. J Manip Physiol Ther, 21: 460-467.

[79] Schuler T, Subach B, Branch C, Foley K, Burkus J, Lumbar Spine Study Group. (2004) Segmental lumbar lordosis: manual versus computer-assisted measurement using seven different techniques. J Spinal Disord Tech, 17: 372-379.

[80] Chen YL. (1999) Vertebral centroid measurement of lumbar lordosis compared with the Cobb technique. Spine (Phila Pa 1976), 24: 1786-1790.

[81] Chernukha K, Daffner R, Reigel D. (1998) Lumbar lordosis measurement: a new method versus Cobb technique. Spine (Phila Pa 1976), 23: 74-79.

[82] Vaz G, Roussouly P, Berthonnaud E, Dimnet J. (2002) Sagittal morphology and equilibrium of pelvis and spine. Eur Spine J, 11: 80-87.

[83] Ishihara A. (1968) Roentgenographic studies on the normal pattern of the cervical curvature. Nippon Seikeigeka Gakkai Zasshi, 42: 1033-1044.

[84] Singer K, Edmondston S, Day R, Breidahl W. (1994) Computer-assisted curvature assessment and Cobb angle determination of the thoracic kyphosis. An in vivo and in vitro comparison. Spine (Phila Pa 1976), 19: 1381-1384.

[85] Harrison DD, Cailliet R, Janik T, Troyanovich S, Harrison DE, Holland B. (1998) Elliptical modeling of the sagittal lumbar lordosis and segmental rotation angles as a method to discriminate between normal and low back pain subjects. J Spinal Disord, 11: 430-439.

[86] Janik T, Harrison DD, Cailliet R, Troyanovich S, Harrison DE. (1998) Can the sagittal lumbar curvature be closely approximated by an ellipse?. J Orthop Res, 16: 766-770.

[87] Yang B, Yang C, Ondra S. (2007) A novel mathematical model of the sagittal spine. Spine (Phila Pa 1976), 32: 466-470.

[88] Suh C. (1974) The fundamentals of computer aided X-ray analysis of the spine. J Biomech, 7: 161-169.

[89] Saraste H, Ostman A. (1986) Stereophotogrammetry in the evaluation of the treatment of scoliosis. Int Orthop, 10: 63-67.

[90] Rab G, Chao E. (1977) Verification of roentgenographic landmarks in the lumbar spine. Spine (Phila Pa 1976), 2: 287-293.

[91] Pearcy M, Whittle M. (1982) Movements of the lumbar spine measured by three-dimensional X-ray analysis. J Biomed Eng, 4: 107-112.

[92] Perdriolle R, Le Borgne P, Dansereau J, De Guise J, Labelle H. (2001) Idiopathic scoliosis in three dimensions: a succession of two-dimensional deformities?. Spine (Phila Pa 1976), 26: 2719-2726.

[93] Berthonnaud E, Dimnet J. (2007) Analysis of structural features of deformed spines in frontal and sagittal projections. Comput Med Imaging Graph, 31: 9-16.

[94] De Smet A, Tarlton M, Cook L, Fritz S, Dwyer S. (1980) A radiographic method for three-dimensional analysis of spinal configuration. Radiology, 137: 343-348.

[95] André B, Dansereau J, Labelle H. (1992) Effect of radiographic landmark identification errors on the accuracy of three-dimensional reconstruction of the human spine. Med Biol Eng Comput, 30: 569-575.

[96] André B, Dansereau J, Labelle H. (1994) Optimized vertical stereo base radiographic setup for the clinical three-dimensional reconstruction of the human spine. J Biomech, 27: 1023-1035.

[97] Labelle H, Dansereau J, Bellefleur C, Jéquier J. (1995) Variability of geometric measurements from three-dimensional reconstructions of scoliotic spines and rib cages. Eur Spine J, 4: 88-94.

[98] Moura DC, Barbosa JG. (2014) Real-scale 3D models of the scoliotic spine from biplanar radiography without calibration objects. Comput Med Imaging Graph, 38: 580-585.

[99] Stokes I, Bigalow L, Moreland M. (1987) Three-dimensional spinal curvature in idiopathic scoliosis. J Orthop Res, 5: 102-113.

[100] Drerup B, Hierholzer E. (1992) Evaluation of frontal radiographs of scoliotic spines - part I: measurement of position and orientation of vertebrae and assessment of clinical shape parameters. J Biomech, 25: 1357-1362.

[101] Drerup B, Hierholzer E. (1996) Assessment of scoliotic deformity from back shape asymmetry using an improved mathematical model. Clin Biomech (Bristol, Avon), 11: 376-383.

[102] Poncet P, Dansereau J, Labelle H. (2001) Geometric torsion in idiopathic scoliosis: three-dimensional analysis and proposal for a new classification. Spine (Phila Pa 1976), 26: 2235-2243.

[103] Huysmans T, Haex B, Van Audekercke R, Vander Sloten J, Van Der Perre G. (2004) Three-dimensional mathematical reconstruction of the spinal shape, based on active contours. J Biomech, 37: 1793-1798.

[104] Vrtovec T, Likar B, Pernuš F. (2005) Automated curved planar reformation of 3D spine images. Phys Med Biol, 50: 4527-4540.

[105] Vrtovec T, Ourselin S, Lavier G, Likar B, Pernuš F. (2007) Automated generation of curved planar reformations from MR images of the spine. Phys Med Biol, 52: 2865-2878.

[106] Vrtovec T, Likar B, Pernuš F. (2008) Quantitative analysis of spinal curvature in 3D: application to CT images of normal spine. Phys Med Biol, 53: 1895-1908.

[107] Patwardhan A, Rimkus A, Gavin T, Bueche M, Meade K, Bielski R, Ibrahim K. (1996) Geometric analysis of coronal decompensation in idiopathic scoliosis. Spine (Phila Pa 1976), 21: 1192-1200.

[108] Kaminsky J, Klinge P, Rodt T, Bokemeyer M, Luedemann W, Samii M. (2004) Specially adapted interactive tools for an improved 3D-segmentation of the spine. Comput Med Imaging Graph, 28: 119-127.

[109] Vrtovec T, Pernuš F, Likar B. (2014) Investigation of the reproducibility and reliability of sagittal vertebral inclination measurements from MR images of the spine. Comput Med Imaging Graph, 38: 620-627.

[110] Korez R, Likar B, Pernuš F, Vrtovec T. (2014) Parametric modeling of the intervertebral disc space in 3D: application to CT images of the lumbar spine. Comput Med Imaging Graph, 38: 596-605.

[111] Ali AM, Aslan MS, Farag AA. (2014) Vertebral body segmentation with prior shape constraints for accurate BMD measurements. Comput Med Imaging Graph, 38: 586-95.

[112] Kim K, Lee S. (2017) Vertebrae localization in CT using both local and global symmetry features. Comput Med Imaging Graph, 58: 45-55.

[113] Roberts MG, Oh T, Pacheco EM, Mohankumar R, Cootes TF, Adams JE. (2012) Semi-automatic determination of detailed vertebral shape from lumbar radiographs using active appearance models. Osteoporos Int, 23: 655-664.

[114] Lootus M, Kadir T, Zisserman A. Vertebrae Detection and Labelling in Lumbar MR Images. In: Yao J, Klinder T, Li S (eds.), Computational Methods and Clinical Applications for Spine Imaging. Springer International Publishing, Basel, 2014: 219-230.

[115] Lootus M, Kadir T, Zisserman A. Automated Radiological Grading of Spinal MRI. In: Yao J, Glocker B, Klinder T, Li S (eds.), Recent Advances in Computational Methods and Clinical Applications for Spine Imaging. Springer International Publishing, Basel, 2015: 119-130.

[116] Castro-Mateos I, Hua R, Pozo JM, Lazary A, Frangi AF. (2016) Intervertebral disc classification by its degree of degeneration from T2-weighted magnetic resonance images. Eur Spine J, 25: 2721-2727.

[117] Jamaludin A, Lootus M, Kadir T, Zisserman A. Automatic Intervertebral Discs Localization and Segmentation: A Vertebral Approach. In: Vrtovec T, Yao J, Glocker B, Klinder T, Frangi A, Zheng G, Li S (eds.), Computational Methods and Clinical Applications for Spine Imaging. Springer International Publishing, Basel, 2016: 97-103.

[118] Jamaludin A, Kadir T, Zisserman A. Automatic Modic Changes Classification in Spinal MRI. In: Vrtovec T, Yao J, Glocker B, Klinder T, Frangi A, Zheng G, Li S (eds.), Computational Methods and Clinical Applications for Spine Imaging. Springer International Publishing, Basel, 2016: 14-26.

[119] Jamaludin A, Lootus M, Kadir T, Zisserman A, Urban J, Battié MC, Fairbank J, McCall I, Genodisc Consortium. (2017) ISSLS PRIZE IN BIOENGINEERING SCIENCE 2017: Automation of reading of radiological features from magnetic resonance images (MRIs) of the lumbar spine without human intervention is comparable with an expert radiologist. Eur Spine J, 26: 1374-1383.

[120] Oktay AB, Albayrak NB, Akgul YS. (2014) Computer aided diagnosis of degenerative intervertebral disc diseases from lumbar MR images. Comput Med Imaging Graph, 38: 613-619.

[121] Koh J, Chaudhary V, Jeon EK, Dhillon G. (2014) Automatic spinal canal detection in lumbar MR images in the sagittal view using dynamic programming. Comput Med Imaging Graph, 38: 569-579.

[122] Ghosh S, Chaudhary V. (2014) Supervised methods for detection and segmentation of tissues in clinical lumbar MRI. Comput Med Imaging Graph, 38: 639-649.

[123] Yao J, Burns JE, Forsberg D, Seitel A, Rasoulian A, Abolmaesumi P, Hammernik K, Urschler M, Ibragimov B, Korez R, Vrtovec T, Castro-Mateos I, Pozo JM, Frangi AF, Summers RM, Li S. (2016) A multi-center milestone study of clinical vertebral CT segmentation. Comput Med Imaging Graph, 49: 16-28.

[124] Miles B, Ben Ayed I, Hojjat SP, Wang MH, Li S, Fenster A, Garvin GJ. (2016) Spine labeling in axial magnetic resonance imaging via integral kernels. Comput Med Imaging Graph, 54: 27-34.

[125] Cai Y, Landis M, Laidley DT, Kornecki A, Lum A, Li S. (2016) Multi-modal vertebrae recognition using Transformed Deep Convolution Network. Comput Med Imaging Graph, 51: 11-9.

[126] Choufani E, Jouve JL, Pomero V, Adalian P, Chaumoitre K, Panuel M. (2009) Lumbosacral lordosis in fetal spine: genetic or mechanic parameter. Eur Spine J, 18: 1342-1348.

[127] Reichmann S, Lewin T. (1971) The development of the lumbar lordosis. A post mortem study on excised lumbar spines. Arch Orthop Unfallchir, 69: 275-285.

[128] Willner S, Johnson B. (1983) Thoracic kyphosis and lumbar lordosis during the growth period in children. Acta Paediatr Scand, 72: 873-878.

[129] Giglio CA, Volpon JB. (2007) Development and evaluation of thoracic kyphosis and lumbar lordosis during growth. J Child Orthop, 1: 187-193.

[130] Mac-Thiong JM, Labelle H, Berthonnaud E, Betz RR, Roussouly P. (2007) Sagittal spinopelvic balance in normal children and adolescents. Eur Spine J, 16: 227-234.

[131] Danielson B, Willén J. (2001) Axially loaded magnetic resonance image of the lumbar spine in asymptomatic individuals. Spine (Phila Pa 1976), 26: 2601-2606.

[132] Marks M, Stanford C, Newton P. (2009) Which lateral radiographic positioning technique provides the most reliable and functional representation of a patient's sagittal balance?. Spine (Phila Pa 1976), 34: 949-954.

[133] Hirasawa Y, Bashir WA, Smith FW, Magnusson ML, Pope MH, Takahashi K. (2007) Postural changes of the dural sac in the lumbar spines of asymptomatic individuals using positional stand-up magnetic resonance imaging. Spine (Phila Pa 1976), 32: E136-140.

[134] Madsen R, Jensen TS, Pope M, Sørensen JS, Bendix T. (2008) The effect of body position and axial load on spinal canal morphology: an MRI study of central spinal stenosis. Spine (Phila Pa 1976), 33: 61-67.

[135] Schmid MR, Stucki G, Duewell S, Wildermuth S, Romanowski B, Hodler J. (1999) Changes in cross-sectional measurements of the spinal canal and intervertebral foraminaas a function of body position: in vivo studies on an open-configuration MR system. AJR Am J Roentgenol, 172: 1095-1102.

[136] Mauch F, Jung C, Huth J, Bauer G. (2010) Changes in the lumbar spine of athletes from supine to the true-standing position in magnetic resonance imaging. Spine (Phila Pa 1976), 35: 1002-1007.

[137] De Carvalho DE, Soave D, Ross K, Callaghan JP. (2010) Lumbar spine and pelvic posture between standing and sitting: a radiologic investigation including reliability and repeatability of the lumbar lordosis measure. J Manipulative Physiol Ther, 33: 48-55.

[138] Karadimas EJ, Siddiqui M, Smith FW, Wardlaw D. (2006) Positional MRI changes in supine versus sitting postures in patients with degenerative lumbar spine. J Spinal Disord Tech, 19: 495-500.

[139] Vedantam R, Lenke LG, Bridwell KH, Linville DL, Blanke K. (2000) The effect of variation in arm position on sagittal spinal alignment. Spine (Phila Pa 1976), 25: 2204-2209.

[140] Kim MS, Chung SW, Hwang C, Lee CK, Chang BS. (2005) A radiographic analysis of sagittal spinal alignment for the standardization of standing lateral position. J Korean Orthop Assoc, 40: 861-867.

[141] Murrie VL, Dixon AK, Hollingworth W, Wilson H, Doyle TA. (2003) Lumbar lordosis: study of patients with and without low back pain. Clin Anat, 16: 144-147.

[142] Youdas JW, Garrett TR, Harmsen S, Suman VJ, Carey JR. (1996) Lumbar lordosis and pelvic inclination of asymptomatic adults. Phys Ther, 76: 1066-1081.

[143] Tuzun C, Yorulmaz I, Cindas A, Vatan S. (1999) Low back pain and posture. Clin Rheumatol, 18: 308-312.

[144] Amonoo-Kuofi HS. (1992) Changes in the lumbosacral angle, sacral inclination and the curvature of the lumbar spine during aging. Acta Anat, 145: 373-377.

[145] Been E, Pessah H, Been L, Tawil A, Peleg S. (2007) New method for predicting the lumbar lordosis angle in skeletal material. Anat Rec, 290: 1568-1573.

[146] Lin RM, Jou IM, Yu CY. (1992) Lumbar lordosis: normal adults. J Formos Med Assoc, 91: 329-333.

[147] Korovessis PG, Stamatakis MV, Baikousis AG. (1998) Reciprocal angulation of vertebral bodies in the sagittal plane in an asymptomatic Greek population. Spine (Phila Pa 1976), 23: 700-704.

[148] Takao S, Sakai T, Sairyo K, Kondo T, Ueno J, Yasui N, Nishitani H. (2010) Radiographic comparison between male and female patients with lumbar spondylolysis. J Med Invest, 57: 133-137.

[149] Torgerson WR, Dotter WE. (1976) Comparative roentgenographic study of the asymptomatic and symptomatic lumbar spine. J Bone Joint Surg Am, 58: 850-853.

[150] Wojtys EM, Ashton-Miller JA, Huston LJ, Moga PJ. (2000) The association between athletic training time and the sagittal curvature of the immature spine. Am J Sports Med, 28: 490-498.

[151] Middleditch A, Oliver J. Functional anatomy of the spine. Butterworth-Heinemann, Oxford, 2005: 40-55.

[152] Gelb DE, Lenke LG, Bridwell KH, Blanke K, McEnery KW. (1995) An analysis of sagittal spinal alignment in 100 asymptomatic middle and older aged volunteers. Spine (Phila Pa 1976), 20: 1351-1358.

[153] Mosner EA, Bryan JM, Stull MA, Shippee R. (1989) A comparison of actual and apparent lumbar lordosis in black and white adult females. Spine (Phila Pa 1976), 14: 310-314.

[154] Guo JM, Zhang GQ, Alimujiang. (2008) Effect of BMI and WHR on lumbar lordosis and sacrum slant angle in middle and elderly women. Zhongguo Gu Shang, 21: 30-31.

[155] Moore KL, Dalley AF. Clinically oriented anatomy. Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia, 2009: 439-507.

[156] Smith AJ, O'Sullivan PB, Beales DJ, de Klerk N, Straker LM. (2011) Trajectories of childhood body mass index are associated with adolescent sagittal standing posture. Int J Pediatr Obes, 6: e97-106.

[157] Naseri N, Fakhari Z, Senobari M, Jalaei SH, Banejad M. (2010) The relationship between pelvic tilt and lumbar lordosis with muscle tightness, and muscle strength in healthy female subjects. J Mod Rehabil, 3: 383-386.

[158] Mcllwraith B. (1996) Loss of the lumbar curve in the driving seat: a twenty person study. Brit Ost J, 29: 19-23.

[159] Nourbakhsh MR, Moussavi SJ, Salavati M. (2001) Effects of lifestyle and work-related physical activity on the degree of lumbar lordosis and chronic low back pain in a Middle East population. J Spinal Disord, 14: 283-92.

[160] Pietilä TA, Stendel R, Kombos T, Ramsbacher J, Schulte T, Brock M. (2001) Lumbar disc herniation in patients up to 25 years of age. Neurol Med Chir (Tokyo), 41: 340-344.

[161] Whitcome KK, Shapiro LJ, Lieberman DE. (2007) Fetal load and the evolution of lumbar lordosis in bipedal hominins. Nature, 450: 1075-1078.

[162] Colliton J. (1996) Back pain and pregnancy: active management strategies. Phys Sportsmed, 24: 89-93.

[163] Calguneri M, Bird HA, Wright V. (1982) Changes in joint laxity occurring during pregnancy. Ann Rheum Dis, 41: 126-128.

[164] Marnach ML, Ramin KD, Ramsey PS, Song SW, Stensland JJ, An KN. (2003) Characterization of the relationship between joint laxity and maternal hormones in pregnancy. Obstet Gynecol, 101: 331-335.

[165] Cunningham DJ. (1886) The lumbar curve in man and apes. Nature, 33: 378-379.

[166] Fahrni WH, Trueman GE. (1965) Comparative radiological study of the spines of a primitive population with North Americans and Northern Europeans. J Bone Joint Surg Br, 47: 552-555.

[167] Patrick JM. (1976) Thoracic and lumbar spinal curvatures in Nigerian adults. Ann Hum Biol, 3: 383-386.

[168] Hanson P, Magnusson SP, Simonsen EB. (1998) Differences in sacral angulation and lumbosacral curvature in black and white young men and women. Acta Anat, 162: 226-231.

[169] Lonner BS, Auerbach JD, Sponseller P, Rajadhyaksha AD, Newton PO. (2010) Variations in pelvic and other sagittal spinal parameters as a function of race in adolescent idiopathic scoliosis. Spine (Phila Pa 1976), 35: E374-377.

[170] Goldberg C, Chiarello CM. (2001) Lumbar sagittal plane mobility and lordosis in the well elderly as related to gender and activity level. Phys Occup Ther Geriatr, 19: 17-34.

[171] Chen YL. (1999) Geometric measurements of the lumbar spine in Chinese men during trunk flexion. Spine (Phila Pa 1976), 24: 666-669.

[172] Jull GA, Janda V. Muscles and motor control in low-back pain: assessment and management. In: Twomey LT, Taylor JR (eds.), Physical therapy of the low back. Churchill Livingstone, New York, 1987: 253-278.

[173] Walker ML, Rothstein JM, Finucane SD, Lamb RL. (1987) Relationships between lumbar lordosis, pelvic tilt, and abdominal muscle performance. Phys Ther, 67: 512-516.

[174] Cailliet R. Low back pain syndrome. F. A. Davis Company, Philadelphia, 1995: 78-92.

[175] Abitbol MM. (1987) Evolution of the lumbosacral angle. Am J Phys Anthropol, 72: 361-372.

[176] Heino JG, Godges JJ, Carter CL. (1990) Relationship between hip extension range of motion and postural alignment. J Orthop Sports Phys Ther, 12: 243-247.

[177] McCarthy JJ, Betz RR. (2000) The relationship between tight hamstrings and lumbar hypolordosis in children with cerebral palsy. Spine (Phila Pa 1976), 25: 211-213.

[178] AvanziI O, Chih LY, Meves R, Caffaro MFS, Pellegrini JH. (2007) Thoracic kyphosis and hamstrings: an aesthetic-functional correlation. Acta Ortop Bras, 15: 93-96.

[179] Hennessey L, Watson AW. (1993) Flexibility and posture assessment in relation to hamstring injury. Br J Sports Med, 27: 243-246.

[180] Hamilton WJ. Textbook of human anatomy. Harper & Row, Baltimore, 1972: 19-200.

[181] Woodburne RT, Burke WE. Essentials of human anatomy. Oxford University Press, New York, 1988: 102-136.

[182] Bogduk N, Pearcy M, Hadfield G. (1992) Anatomy and biomechanics of the psoas major. Clin Biomech, 7: 109-119.

[183] Nachemson A. (1968) The possible importance of the psoas muscle for stabilization of the lumbar spine. Acta Orthop Scand, 39: 47-57.

[184] Penning L. (2000) Psoas muscle and lumbar spine stability: a concept uniting existing controversies. Critical review and hypothesis. Eur Spine J, 9: 577-585.

[185] Uetake T, Ohtsuki F. (1993) Sagittal configuration of spinal curvature line in sportsmen using Moire technique. Okajimas Folia Anat Jpn, 70: 91-103.

[186] Wodecki P, Guigui P, Hanotel MC, Cardinne L, Deburge A. (2002) Sagittal alignment of the spine: comparison between soccer players and subjects without sports activities. Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot, 88: 328-336.

[187] Förster R, Penka G, Bösl T, Schöffl VR. (2009) Climber's back--form and mobility of the thoracolumbar spine leading to postural adaptations in male high ability rock climbers. Int J Sports Med, 30: 53-59.

[188] Nilsson C, Wykman A, Leanderson J. (1993) Spinal sagittal mobility and joint laxity in young ballet dancers. A comparative study between first-year students at the Swedish Ballet School and a control group. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 1: 206-208.

[189] Milosavljevic S, Milburn PD, Knox BW. (2005) The influence of occupation on lumbar sagittal motion and posture. Ergonomics, 48: 657-667.

[190] Sarikaya S, Ozdolap S, Gumustass S, Koc U. (2007) Low back pain and lumbar angles in Turkish coal miners. Am J Ind Med, 50: 92-96.

[191] Chang KW, Leng X, Zhao W, Ching-Wei C, Chen TC, Chang KI, Chen YY. (2011) Quality control of reconstructed sagittal balance for sagittal imbalance. Spine (Phila Pa 1976), 36: E186-197.

[192] Silberstein CE. (1965) The Evolution of Degenerative Changes in the Cervical Spine and an Investigation into the "Joints of Luschka". Clin Orthop, 40: 184-204.

[193] Viikari-Juntura E, Raininko R, Videman T, Porkka L. (1989) Evaluation of cervical disc degeneration with ultralow field MRI and discography. An experimental study on cadavers. Spine (Phila Pa 1976), 14: 616-619.

[194] Kellgren JH, Lawrence JS. (1952) Rheumatism in miners. II. X-ray study. Br J Ind Med, 9: 197-207.

[195] Brooker AE, Barter RW. (1965) Cervical spondylosis. A clinical study with comparative radiology. Brain, 88: 925-936.

[196] Lehto IJ, Tertti MO, Komu ME, Paajanen HE, Tuominen J, Kormano MJ. (1994) Age-related MRI changes at 0.1 T in cervical discs in asymptomatic subjects. Neuroradiology, 36: 49-53.

[197] Schellhas KP, Smith MD, Gundry CR, Pollei SR. (1996) Cervical discogenic pain. Prospective correlation of magnetic resonance imaging and discography in asymptomatic subjects and pain sufferers. Spine (Phila Pa 1976), 21: 300-311.

[198] Nachemson A. (1960) Lumbar Intradiscal Pressure. Experimental studies on post-mortem material. Acta Orthop Scand Suppl, 43: 1-104.

[199] Galante JO (1967) Tensile properties of the human lumbar annulus fibrosus. Acta Orthop Scand, 100: 1-91.

[200] Thompson JP, Pearce RH, Schechter MT, Adams ME, Tsang IK, Bishop PB. (1990) Preliminary evaluation of a scheme for grading the gross morphology of the human intervertebral disc. Spine (Phila Pa 1976), 15: 411-415.

[201] Ziv I, Maroudas C, Robin G, Maroudas A. (1993) Human facet cartilage: swelling and some physicochemical characteristics as a function of age. Part 2: age changes in some biophysical parameters of human facet joint cartilage. Spine (Phila Pa 1976), 18: 136-146.

[202] Adams MA, McNally DS, Dolan P. (1996) 'Stress' distributions inside intervertebral discs. The effects of age and degeneration. J Bone Joint Surg Br, 78: 965-972.

[203] Gunzburg R, Parkinson R, Moore R, Cantraine F, Hutton W, Vernon-Roberts B, Fraser R. (1992) A cadaveric study comparing discography, magnetic resonance imaging, histology, and mechanical behavior of the human lumbar disc. Spine (Phila Pa 1976), 17: 417-426.

[204] Berlemann U, Gries NC, Moore RJ. (1998) The relationship between height, shape and histological changes in early degeneration of the lower lumbar discs. Eur Spine J, 7: 212-217.

[205] Gries NC, Berlemann U, Moore RJ, Vernon-Roberts B. (2000) Early histologic changes in lower lumbar discs and facet joints and their correlation. Eur Spine J, 9: 23-29.

[206] Boos N, Weissbach S, Rohrbach H, Weiler C, Spratt KF, Nerlich AG. (2002) Classification of age-related changes in lumbar intervertebral discs: 2002 Volvo Award in basic science. Spine (Phila Pa 1976), 27: 2631-2644.

[207] Adams MA, Dolan P, Hutton WC. (1986) The stages of disc degeneration as revealed by discograms. J Bone Joint Surg Br, 68: 36-41.

[208] Schneiderman G, Flannigan B, Kingston S, Thomas J, Dillin WH, Watkins RG. (1987) Magnetic resonance imaging in the diagnosis of disc degeneration: correlation with discography. Spine (Phila Pa 1976), 12: 276-281.

[209] Gordon SJ, Yang KH, Mayer PJ, Mace AH Jr, Kish VL, Radin EL. (1991) Mechanism of disc rupture. A preliminary report. Spine (Phila Pa 1976), 16: 450-456.

[210] Mimura M, Panjabi MM, Oxland TR, Crisco JJ, Yamamoto I, Vasavada A. (1994) Disc degeneration affects the multidirectional flexibility of the lumbar spine. Spine (Phila Pa 1976) 19: 1371-1380.

[211] Lane NE, Nevitt MC, Genant HK, Hochberg MC. (1993) Reliability of new indices of radiographic osteoarthritis of the hand and hip and lumbar disc degeneration. J Rheumatol, 20: 1911-1918.

[212] Madan SS, Rai A, Harley JM. (2003) Interobserver error in interpretation of the radiographs for degeneration of the lumbar spine. Iowa Orthop J, 23: 51-56.

[213] Fletcher G, Haughton VM, Ho KC, Yu SW. (1990) Age-related changes in the cervical facet joints: studies with cryomicrotomy, MR, and CT. AJR Am J Roentgenol, 154: 817-820.

[214] Resnick D. (1985) Degenerative diseases of the vertebral column. Radiology, 156: 3-14.

[215] Yu S, Haughton VM, Sether LA, Ho KC, Wagner M. (1989) Criteria for classifying normal and degenerated lumbar intervertebral disks. Radiology, 170: 523-536.

[216] Jensen MC, Brant-Zawadzki MN, Obuchowski N, Modic MT, Malkasian D, Ross JS. (1994) Magnetic resonance imaging of the lumbar spine in people without back pain. N Engl J Med, 331: 69-73.

[217] Videman T, Battié MC, Ripatti S, Gill K, Manninen H, Kaprio J. (2006) Determinants of the progression in lumbar degeneration: a 5-year follow-up study of adult male monozygotic twins. Spine (Phila Pa 1976), 31: 671-678.

[218] Sasiadek MJ, Bladowska J. (2012) Imaging of degenerative spine disease-the state of the art. Adv Clin Exp Med, 21: 133-142.

[219] Brinjikji W, Luetmer PH, Comstock B, Bresnahan BW, Chen LE, Deyo RA, Halabi S, Turner JA, Avins AL, James K, Wald JT, Kallmes DF, Jarvik JG. (2015) Systematic literature review of imaging features of spinal degeneration in asymptomatic populations. AJNR Am J Neuroradiol, 36: 811-816.

[220] Li AL, Yen D. (2011) Effect of increased MRI and CT scan utilization on clinical decision-making in patients referred to a surgical clinic for back pain. Can J Surg, 54: 128-132.

[221] Aguila LA, Piraino DW, Modic MT, Dudley AW, Duchesneau PM, Weinstein MA. (1985) The intranuclear cleft of the intervertebral disk: magnetic resonance imaging. Radiology, 155: 155-158.

[222] Modic MT, Steinberg PM, Ross JS, Masaryk TJ, Carter JR. (1988) Degenerative disk disease: assessment of changes in vertebral body marrow with MR imaging. Radiology, 166: 193-199.

[223] Modic MT, Masaryk TJ, Ross JS, Carter JR. (1988) Imaging of degenerative disk disease. Radiology, 168: 177-186.

[224] Schiebler ML, Grenier N, Fallon M, Camerino V, Zlatkin M, Kressel HY. (1991) Normal and degenerated intervertebral disk: in vivo and in vitro MR imaging with histopathologic correlation. AJR Am J Roentgenol, 157: 93-97.

[225] Pfirrmann CW, Metzdorf A, Zanetti M, Hodler J, Boos N. (2001) Magnetic resonance classification of lumbar intervertebral disc degeneration. Spine (Phila Pa 1976), 26: 1873-1878.

[226] Frobin W, Leivseth G, Biggemann M, Brinckmann P. (2002) Vertebral height, disc height, posteroanterior displacement and dens-atlas gap in the cervical spine precision measurement protocol and normal data. Clin Biomech (Bristol, Avon), 17: 423-431.

[227] Griffith JF, Wang YX, Antonio GE, Choi KC, Yu A, Ahuja AT, Leung PC. (2007) Modified Pfirrmann grading system for lumbar intervertebral disc degeneration. Spine (Phila Pa 1976), 32: E708-712.

[228] Butler D, Trafimow JH, Andersson GB, McNeill TW, Huckman MS. (1990) Discs degenerate before facets. Spine (Phila Pa 1976), 15: 111-113.

[229] Tertti M, Paajanen H, Laato M, Aho H, Komu M, Kormano M. (1991) Disc degeneration in magnetic resonance imaging. A comparative biochemical, histologic, and radiologic study in cadaver spines. Spine (Phila Pa 1976), 16: 629-634.

[230] Kettler A, Wilke HJ. (2006) Review of existing grading systems for cervical or lumbar disc and facet joint degeneration. Eur Spine J, 15: 705-718.

[231] Korhonen T, Karppinen J, Paimela L, Malmivaara A, Lindgren KA, Bowman C, Hammond A, Kirkham B, Järvinen S, Niinimäki J, Veeger N, Haapea M, Torkki M, Tervonen O, Seitsalo S, Hurri H. (2006) The treatment of disc-herniation-induced sciatica with infliximab: one-year follow-up results of FIRST II, a randomized controlled trial. Spine (Phila Pa 1976), 31: 2759-2766.

[232] Schenk P, Läubli T, Hodler J, Klipstein A. (2006) Magnetic resonance imaging of the lumbar spine: findings in female subjects from administrative and nursing professions. Spine (Phila Pa 1976), 31: 2701-2706.

[233] Kleinstück F, Dvorak J, Mannion AF. (2006) Are "structural abnormalities" on magnetic resonance imaging a contraindication to the successful conservative treatment of chronic nonspecific low back pain?. Spine (Phila Pa 1976), 31: 2250-2257.

[234] Çevik S, Yılmaz H, Kaplan A, Yetkinel S, Evran Ş, Çalış F, Akkaya E, Katar S, Baygül A, Hanımoğlu H. (2019) Association between parity and lumbar spine degenerative disorders in young women. Br J Neurosurg, 18: 1-4.

[235] Jiang Y, Yu L, Luo X, Lin Y, He B, Wu B, Qu J, Wu T, Pu-Yeh W, Zhang C, Li C, Chen M. (2020) Quantitative synthetic MRI for evaluation of the lumbar intervertebral disk degeneration in patients with chronic low back pain. Eur J Radiol, 124: 108858.

[236] Yu LP, Qian WW, Yin GY, Ren YX, Hu ZY. (2012) MRI assessment of lumbar intervertebral disc degeneration with lumbar degenerative disease using the Pfirrmann grading systems. PLoS One, 7: e48074.

[237] Lebkowski WJ, Lebkowska U, Niedzwiecka M, Dzieciol J. (2004) The radiological symptoms of lumbar disc herniation and degenerative changes of the lumbar intervertebral discs. Med Sci Monit, 10: 112-114.

[238] Papadakis M, Papadokostakis G, Kampanis N, Sapkas G, Papadakis SA, Katonis P. (2010) The association of spinal osteoarthritis with lumbar lordosis. BMC Musculoskelet Disord, 11: 1.

[239] Rosenberg NJ. Degenerative spondylolisthesis. Predisposing factors. (1975) J Bone Joint Surg Am, 57: 467-474.

[240] Antoniades SB, Hammerberg KW, DeWald RL. (2000) Sagittal plane configuration of the sacrum in spondylolisthesis. Spine (Phila Pa 1976), 25: 1085-1091.

[241] Been E, Li L, Hunter DJ, Kalichman L. (2011) Geometry of the vertebral bodies and the intervertebral discs in lumbar segments adjacent to spondylolysis and spondylolisthesis: pilot study. Eur Spine J, 20: 1159-1165.

[242] Huang KY, Lin RM, Lee YL, Li JD. (2009) Factors affecting disability and physical function in degenerative lumbar spondylolisthesis of L4-5: evaluation with axially loaded MRI. Eur Spine J, 18: 1851-1857.

[243] Umehara S, Zindrick MR, Patwardhan AG, Havey RM, Vrbos LA, Knight GW, Miyano S, Kirincic M, Kaneda K, Lorenz MA. (2000) The biomechanical effect of postoperative hypolordosis in instrumented lumbar fusion on instrumented and adjacent spinal segments. Spine (Phila Pa 1976), 25: 1617-1624.

[244] Kumar MN, Baklanov A, Chopin D. (2001) Correlation between sagittal plane changes and adjacent segment degeneration following lumbar spine fusion. Eur Spine J, 10: 314-319.

[245] McRae R. Clinical orthopaedic examination. Churchill Livingstone, New York, 1997: 147-198.

[246] Kenna CJ, Murtagh JE. Back pain and spinal manipulation. Butterworth-Heinemann, Oxford, 1997: 380-396.

[247] Hansson T, Bigos S, Beecher P, Wortley M. (1985) The lumbar lordosis in acute and chronic low-back pain. Spine (Phila Pa 1976), 10: 154-155.

[248] Nourbakhsh MR, Arab AM. (2002) Relationship between mechanical factors and incidence of low back pain. J Orthop Sports Phys Ther, 32: 447-460.

[249] Christie HJ, Kumar S, Warren SA. (1995) Postural aberrations in low back pain. Arch Phys Med Rehabil, 76: 218-224.

[250] Christensen ST, Hartvigsen J. (2008) Spinal curves and health: a systematic critical review of the epidemiological literature dealing with associations between sagittal spinal curves and health. J Manipulative Physiol Ther, 31: 690-714.

[251] Yang H, Liu H, Li Z, Zhang K, Wang J, Wang H, Zheng Z. (2015) Low back pain associated with lumbar disc herniation: role of moderately degenerative disc and annulus fibrous tears. Int J Clin Exp Med, 8: 1634-1644.

[252] Ogon I, Takebayashi T, Takashima H, Tanimoto K, Ida K, Yoshimoto M, Fujiwara H, Kubo T, Yamashita T. (2015) Analysis of chronic low back pain with magnetic resonance imaging T2 mapping of lumbar intervertebral disc. J Orthop Sci, 20: 295-301.

[253] Brinjikji W, Diehn FE, Jarvik JG, Carr CM, Kallmes DF, Murad MH, Luetmer PH. (2015) MRI Findings of Disc Degeneration are More Prevalent in Adults with Low Back Pain than in Asymptomatic Controls: A Systematic Review and Meta-Analysis. AJNR Am J Neuroradiol, 36: 2394-2399.

[254] Ma D, Liang Y, Wang D, Liu Z, Zhang W, Ma T, Zhang L, Lu X, Cai Z. (2013) Trend of the incidence of lumbar disc herniation: decreasing with aging in the elderly. Clin Interv Aging, 8: 1047-1050.

[255] Postacchini F, Postacchini R. (2011) Operative management of lumbar disc herniation: the evolution of knowledge and surgical techniques in the last century. Acta Neurochir Suppl, 108: 17-21.

[256] Pouriesa M, Fouladi RF, Mesbahi S. (2013) Disproportion of end plates and the lumbar intervertebral disc herniation. Spine J, 13: 402-407.

[257] Sedighi M, Haghnegahdar A. (2014) Lumbar disk herniation surgery: outcome and predictors. Global Spine J, 4: 233-244.

[258] Dinya E. Biometria az orvosi gyakorlatban. Medicina Könyvkiadó, Budapest, 2011: 279-382.

[259] Pinel-Giroux FM, Mac-Thiong JM, de Guise JA, Berthonnaud E, Labelle H. (2006) Computerized assessment of sagittal curvatures of the spine, comparison between Cobb and tangent circles techniques. J Spinal Disord Tech, 19: 507-512.

[260] Meakin JR, Gregory JS, Smith FW, Gilbert FJ, Aspden RM. (2008) Characterizing the shape of the lumbar spine using an active shape model: reliability and precision of the method. Spine (Phila Pa 1976), 33: 807-813.

[261] McGraw KO, Wong SP. (1996) Forming inferences about some intraclass correlation coefficients. Psychol Methods, 1: 30-46.

[262] Shrout PE, Fleiss JL. (1979) Intraclass correlations: uses in assessing rater reliability. Psychol Bull, 86: 420-428.

[263] Winer BJ. Statistical principles in experimental design. McGraw-Hill, New York, 1971: 236-285.

[264] Gwet KL. Handbook of Inter-Rater Reliability: The Definitive Guide to Measuring the Extent of Agreement Among Raters. Advanced Analytics, Gaithersburg, 2014: 343-366.

[265] Evans JD. Straightforward Statistics for the Behavioral Sciences. Brooks/Cole Publishing, Pacific Grove, 1996: 431-495.

[266] Bland JM, Altman DG. (1996) Measurement error. BMJ, 312: 1654.

[267] Cohen JA. (1960) A coefficient of agreement for nominal scales. Educ Psychol Measurement, 20: 37-46.

[268] Landis RJ, Koch GG. (1977) The measurement of observer agreement for categorical data. Biometrics, 33: 159-174.

[269] Teraguchi M, Yoshimura N, Hashizume H, Muraki S, Yamada H, Minamide A, Oka H, Ishimoto Y, Nagata K, Kagotani R, Takiguchi N, Akune T, Kawaguchi H, Nakamura K, Yoshida M. (2014) Prevalence and distribution of intervertebral disc degeneration over the entire spine in a population-based cohort: the Wakayama Spine Study. Osteoarthritis Cartilage, 22: 104-110.

[270] Dinya E. Biometria a klinikumban. Medicina Könyvkiadó, Budapest, 2013: 269-334.

[271] Denkinger G. Korszerű matematikai alapismeretek. Közgazdasági és Jogi Könyvkiadó, Budapest, 1977: 533-561.

[272] GeoGebra program honlapja: https://www.geogebra.org/. Elérés dátuma: 2020.04.20.

[273] Breen A, Mellor F, Breen A. (2018) Aberrant intervertebral motion in patients with treatment-resistant nonspecific low back pain: a retrospective cohort study and control comparison. Eur Spine J, 27: 2831-2839.

[274] Meakin JR, Gregory JS, Aspden RM, Smith FW, Gilbert FJ. (2009) The intrinsic shape of the human lumbar spine in the supine, standing and sitting postures: characterization using an active shape model. J Anat, 215: 206-211.

[275] Pavlova AV, Meakin JR, Cooper K, Barr RJ, Aspden RM. (2014) The lumbar spine has an intrinsic shape specific to each individual that remains a characteristic throughout flexion and extension. Eur Spine J, 23: S26-32.

[276] Yilgor C, Sogunmez N, Boissiere L, Yavuz Y, Obeid I, Kleinstück F, Pérez-Grueso FJS, Acaroglu E, Haddad S, Mannion AF, Pellise F, Alanay A; European

Spine Study Group (ESSG). (2017) Global Alignment and Proportion (GAP) Score: Development and Validation of a New Method of Analyzing Spinopelvic Alignment to Predict Mechanical Complications After Adult Spinal Deformity Surgery. J Bone Joint Surg Am, 99: 1661-1672.

[277] Yilgor C, Sogunmez N, Yavuz Y, Abul K, Boissiére L, Haddad S, Obeid I, Kleinstück F, Sánchez Pérez-Grueso FJ, Acaroğlu E, Mannion AF, Pellise F, Alanay A, European Spine Study Group. (2017) Relative lumbar lordosis and lordosis distribution index: individualized pelvic incidence-based proportional parameters that quantify lumbar lordosis more precisely than the concept of pelvic incidence minus lumbar lordosis. Neurosurg Focus, 43: E5.

[278] Shaw M, Adam CJ, Izatt MT, Licina P, Askin GN. (2012) Use of the iPhone for Cobb angle measurement in scoliosis. Eur Spine J, 21: 1062-1068.

[279] Pourahmadi MR, Bagheri R, Taghipour M, Takamjani IE, Sarrafzadeh J, Mohseni-Bandpei MA. (2018) A new iPhone application for measuring active craniocervical range of motion in patients with non-specific neck pain: a reliability and validity study. Spine J, 18: 447-457.

[280] Pourahmadi M, Momeni E, Mohseni N, Hesarikia H, Ghanjal A, Shamsoddini A. (2019) The reliability and concurrent validity of a new iPhone® application for measuring active lumbar spine flexion and extension range of motion in patients with low back pain. Physiother Theory Pract, 13: 1-14.

[281] Rillardon L, Levassor N, Guigui P, Wodecki P, Cardinne L, Templier A, Skalli W. (2003) Validation of a tool to measure pelvic and spinal parameters of sagittal balance. Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot, 89: 218-227.

[282] Akbar M, Terran J, Ames CP, Lafage V, Schwab F. (2013) Use of Surgimap Spine in sagittal plane analysis, osteotomy planning, and correction calculation. Neurosurg Clin N Am, 24: 163-172.

[283] Langella F, Villafañe JH, Damilano M, Cecchinato R, Pejrona M, Ismael M, Berjano P. (2017) Predictive Accuracy of Surgimap Surgical Planning for Sagittal Imbalance: A Cohort Study. Spine (Phila Pa 1976), 42: E1297-E1304.

[284] Hu W, Zhang X, Yu J, Hu F, Zhang H, Wang Y. (2018) Vertebral column decancellation in Pott's deformity: use of Surgimap Spine for preoperative

surgical planning, retrospective review of 18 patients. BMC Musculoskelet Disord, 19: 13.

[285] Been E, Barash A, Marom A, Kramer PA. (2010) Vertebral bodies or discs: which contributes more to human-like lumbar lordosis?. Clin Orthop Relat Res, 468: 1822-1829.

10. SAJÁT PUBLIKÁCIÓK JEGYZÉKE

A disszertációhoz kapcsolódó saját tudományos közlemények

1. **Sándor Z**, Ráthonyi GK, Dinya E. A gerinc morfológiai elváltozásainak és geometriai jellemzőinek matematikai vizsgálata. In: Bari F, Almási L (szerk.), Orvosi Informatika 2014: A XXVII. Neumann Kollokvium konferencia-kiadványa. Pannon Egyetem, Veszprém, 2014: 21-24.
2. **Sándor Z**, Ráthonyi G, Dinya E. A lumbalis gerinc MRI felvételeinek vizsgálata sajátfejlesztésű szoftverrel. In: Vassányi I, Fogarassyné VÁ (szerk.), Orvosi informatika - A XXXII. Neumann Kollokvium konferencia-kiadványa. Neumann János Számítógép-tudományi Társaság, Veszprém, 2019: 64-68.
3. **Sandor Z**, Rathonyi GK, Dinya E. (2020) Assessment of Lumbar Lordosis Distribution with a Novel Mathematical Approach and Its Adaptation for Lumbar Intervertebral Disc Degeneration. Comput Math Methods Med, 2020: 7312125.

   Impakt faktor: 1,770
4. **Sándor Z**, Ráthonyi GK, Dinya E. (2020) A lumbalis lordosis eloszlásának és a porckorongok átlagos degenerációjának kapcsolata. Orv Hetil, 161: 1286-1292.

   Impakt faktor: 0,497

A disszertációtól független saját tudományos közlemények

5. **Sándor Z**, Dinya E. Matematikai szintézis az Egészségügyi Szervező Alapszak számára - Az elméletektől a feladatokon át a megoldásokig - I. Analízis. Semmelweis Kiadó, Budapest, 2014.
6. **Sándor Z**, Dinya E. Matematikai szintézis az Egészségügyi Szervező Alapszak számára - Az elméletektől a feladatokon át a megoldásokig - II. Algebra, valószínűségszámítás. Semmelweis Kiadó, Budapest, 2017.
7. Bursza N, **Sándor Z.** Optimalizálási modellek alkalmazása a NEAK fekvőbeteg-szakellátást végző szolgáltatók és a KSH magyarországi közigazgatási helynévkönyve alapján. In: Vassányi I, Fogarassyné VÁ (szerk.), Orvosi informatika - A XXXII. Neumann Kollokvium konferencia-kiadványa. Neumann János Számítógép-tudományi Társaság, Veszprém, 2019: 58-63.

11. KÖSZÖNETNYILVÁNÍTÁS

Doktori értekezésem utolsó fejezetében ezúton szeretném megköszönni mindazoknak a segítségét, akik hozzájárultak tudományos kutatásom és doktori értekezésem sikerességéhez.

Szeretném megköszönni Dr. Dinya Elek témavezetőmnek, hogy elindított a kutatás nehéz, de szép és tanulságos útján. Nagyon szépen köszönöm áldozatos témavezetését, precíz odafigyelését, valamint értékes szakmai tanácsait és építő meglátásait.

Szeretném megköszönni Dr. Ráthonyi Gábor Kristóf ortopéd-traumatológus szakorvosnak és gerincgyógyász specialistának, hogy idejét nem kímélve megosztotta velem orvosi szaktudását. Nagyon szépen köszönöm mindenfajta segítségét és a kutatásba belefektetett értékes energiáját.

Szeretném megköszönni a Semmelweis Egyetem Egészségügyi Közszolgálati Kar Digitális Egészségtudományi Intézetének, hogy segítségükkel biztosították számomra a kutatáshoz szükséges feltételeket.

Végül, de nem utolsó sorban szeretnék mindent megköszönni Családomnak. Nagyon szépen köszönöm nekik segítségüket és szerető támogatásukat.