



Gerincalak matematikai leírása folytonos függvényekkel in-vivo, nem-radiológiai módszerek eredményeinek felhasználásával

Tudományos Diákköri Dolgozat



Szerzők:

Jáger Bence

Kristóf Tamás

Dolezsál Szabolcs Szilárd

Témavezetők:

Dr. Kiss Rita

Dr. Tamás Péter

2014. november

Tartalomjegyzék

1. Bevezetés.....	3
2. A gerinc anatómiája és biomechanikája.....	4
2.1. A gerinc anatómiája.....	4
2.2. A gerinc biomechanikai vizsgálata.....	6
2.3. Gerincfejlődés.....	10
2.4. Cobb fok értelmezése	11
3. A gerinc görbületi elváltozásai.....	12
3.1. Scoliosis.....	12
3.1. Hyperlordosis és hyperkyphosis.....	14
4. Mérési módszerek irodalmi áttekintése.....	16
4.1. Röntgendiagnosztika (RTG)	16
4.2. Mágneses rezonanciás képalkotás (MRI).....	17
4.3. Computed Tomographia (CT)	18
4.4. Moiré módszer.....	18
4.5. Flexicurve	19
4.6. Inclinométer.....	20
4.7. Debrunner-féle Kyphometer.....	20
4.8. Goniométer	21
4.9. 3SPACE.....	21
4.10. Arcométer	22
4.11. Spinal Mouse	22
4.12. Zebris.....	23
4.13. Értékelés	25
5. Probléma felvetés, kitűzött célok és megoldási stratégia.....	26

6. Feladatmegoldás lépéseinek szemléltetése.....	28
7. „Processing Spinal Data” (PSD) bemutatása	30
7.1. Program futtatás lépései	31
7.2. Eredmények mentése táblázatkezelőbe	32
7.3. Eredmények megjelenítése képfájlban	33
7.4. Forráskód felépítése.....	34
7.5. Alkalmazott matematikai háttér	36
8. Gerinc egyenletének meghatározása	39
9. Eredmények feldolgozása	43
9.1. Vizsgálati minta.....	43
9.2. Eredmények bemutatása	43
10. Eredmények statisztikai értékelése.....	49
10.1. Zebris-es eredmények értékelése.....	51
10.1.1. Kiszámú minta értékelése	51
10.1.2. Teljes minta értékelése	55
10.2. GerincEgeres eredmények értékelése.....	59
10.3. Zebris-es és GerincEgeres eredmények összehasonlítása	61
11. Konklúzió	64
Köszönetnyilvánítás	65
Irodalomjegyzék.....	66
Ábrajegyzék	69
Táblázatjegyzék.....	71

CD mellékletek: PSD MATLAB-ban írt forráskódja

1. Bevezetés

A gerincalak meghatározásának legrégebbi és legpontosabb módja a kétirányú röntgenfelvételek készítése, mely súlyos gerincelváltozások esetén (pl.: scoliosis) is a magas sugárterhelés miatt csak évente egyszer végezhető el, továbbá a kép minősége sem mindig tökéletes. Emiatt MRI és CT felvételeket is használnak a gerinc állapotának rögzítésére, de ezek ismétlési gyakorisága is korlátozott.

A gerincalakját az orvosi gyakorlat a – röntgenfelvételeken megszokott módot követve – háti (thoracalis) kyphosis és az ágyéki (lumbalis) lordosis Cobb fokaival jellemzi. Definíció szerint a Cobb fok a vizsgált gerinc szakasz kezdő és végcsigolyáinak zárólemezen átfektetett egyenesekre húzott merőlegesek által bezárt szög pótszöge. A Cobb fokok elterjedését mutatja, hogy a különböző elváltozásokhoz tartozó szög tartományok is e szögértéhez vannak kalibrálva. A Cobb fokok nagymértékű elterjedése ellenére sincs egyértelműen definiálva, értéke lényegesen függ a vetítés irányától. Ennek következtében a változások folyamata nem jól követhető (általában 7-8° mértékű elváltozás sem detektálható), továbbá a gerinc alakját csak két numerikus értékkel jellemzi.

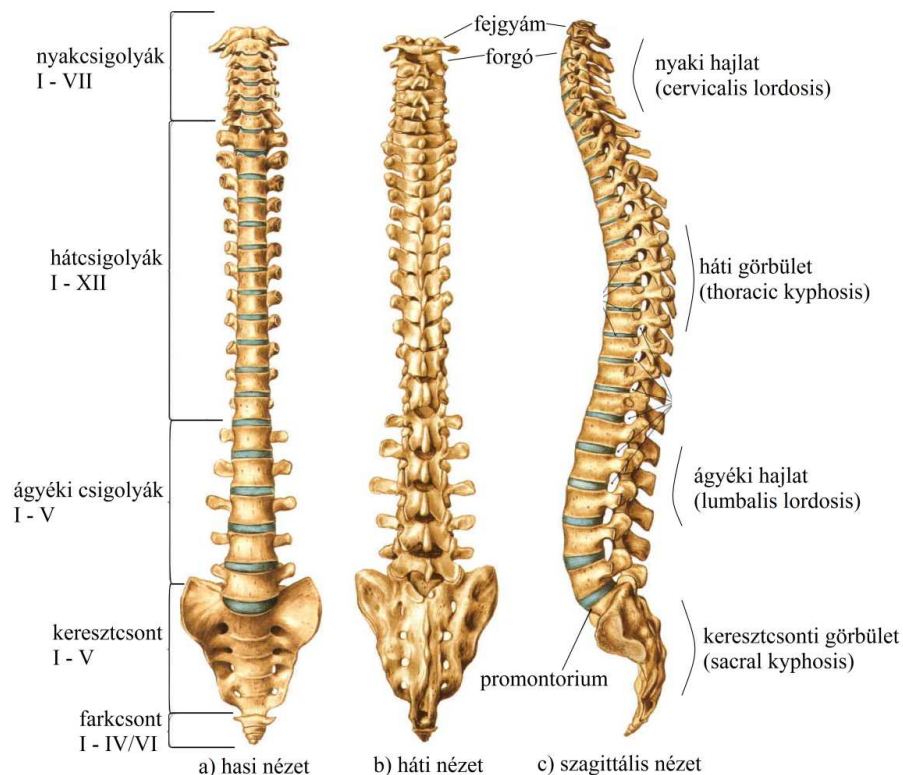
A gerinc elváltozások konzervatív kezelése esetén a folyamatos ellenőrzés elengedhetetlen, így egyre több in-vivo mérési módszert fejlesztésén dolgoznak a kutatók. A gerinc alakja röntgenterhelés nélkül különböző optikai- (Moiré módszer), elektromágnes- (Spinal Mouse), vagy ultrahang-alapú (Zebris) mérőeszközök segítségével megfelelő pontossággal felvehető. A dolgozat célja, hogy az alternatív gerincvizsgáló módszerekkel, mint a SpinalMouse (SM) elektromágnes-alapú és a Zebris ultrahang-alapú gerincvizsgáló rendszer (WinSpine), meghatározzuk a legkedvezőbb illesztési módszert és a kapott eredményeket hitelesítsük.

Célunk egy olyan algoritmus megalkotása, amely a gerincegér (SM) és Zebris rendszerek mintavételezését alapul véve különböző matematikai görbe illesztések alkalmazásával írja le a gerinc alakját. Az ortopédiában megszokott szögeket a görbéhez húzott különböző érintőkkel definiáljuk. Vélhetően ez a módszer egy pontosabb alternatívát nyújt a gyakorló orvosok számára a gerinc elváltozások diagnosztizálásához és kezeléséhez, és alkalmas a Cobb fokok kiváltására.

2. A gerinc anatómiája és biomechanikája

2.1. A gerinc anatómiája [1]

A gerincoszlop az emberi test legnagyobb jelentőséggel bíró egysége stabilitás és mozgás szempontjából. Funkcióját tekintve kettős szerepe van. Egyrészt az emberi test legfőbb tartó oszlopa és teherviselő szerkezete, másrészt védi a benne található gerincvelőt. A gerincoszlop mechanikáját tekintve nem más, mint egy csuklókkal összekapcsolt, rugókkal támogatott merev testekből álló mechanizmus, melyet számos tényező befolyásol. A csuklók szerepét a porckorongok, míg a rugók szerepét az ízületek, szalagok és izmok töltik be, a merev testek szerepét a gerincsigolyák alkotják. Az 1. ábra a gerincoszlop szakaszait szemlélteti különböző nézetekből.



1. ábra: A gerinc részei [1]

Látható, hogy a gerinc egy többszörösen görbült vázrész, mely összességében 33 vagy 35 csigolyából épül fel, attól függően, hogy a farokcsont 4 vagy 6 csontból áll. A gerincoszlopot legfőbb tartószerkezeti elemnek nevezhetjük, hiszen a gerincoszlop felső végéhez, az úgynevezett fejgyámhoz a koponya illeszkedik, a háti gerincszakaszhoz a bordák kapcsolódnak, melyek a szegycsonttal együtt képezik a mellkast és ehhez rögzül felül a felső

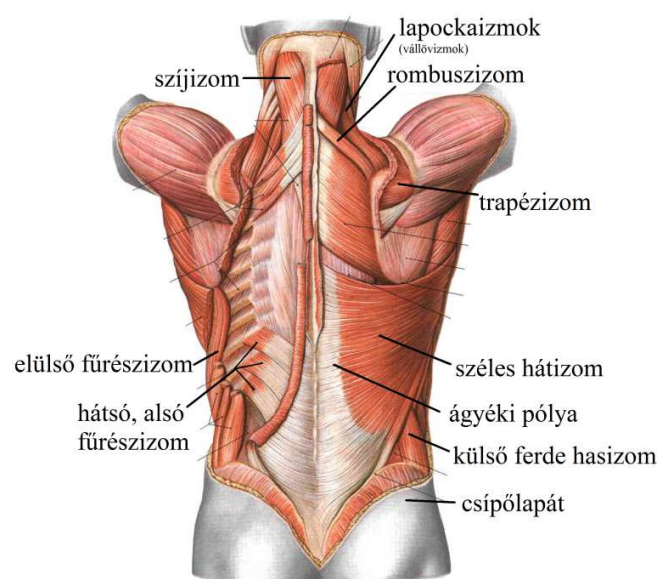
végtagok csontos váza, alul a keresztcsonti szakasz a medencecsontokkal egybevéve az alsó végtagok átfogó övét alkotják.

Csak a felső 24 csigolya valódi csigolya, melyhez 7 nyaki, 12 háti és 5 ágyéki csigolya tartozik. A további 9 vagy 11 csigolyát módosult álcsigolyáknak nevezzük, melyekhez az 5 keresztcsonti csigolya (keresztcsonttá összezsugorodva) és a 4 vagy 6 csökevényes farkcsonti csigolya tartozik (1. ábra).

A gerinccsigolyák összekapcsolódásainak különböző típusai vannak, melyek a következők:

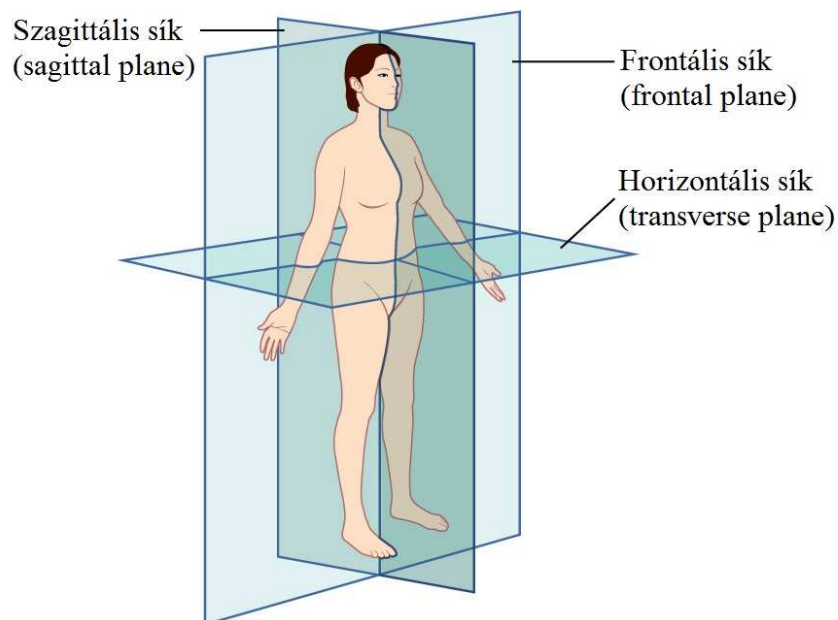
- feszes ízület (syndesmosis, pl.: keresztcsípőcsonti ízület)
- porcösszeköttetés (synchondrosis, pl.: csigolya közti porckorongok),
- összezsugorodás (synostosis, pl.: medencecsontok, farkcsontok),
- valódi ízület (végtagokban találhatóak pl.: könyök-, csukló-, térd-, stb. ízületek).

A gerincoszlop természetes tartását és mozgását a törzs izmai biztosítják (2. ábra), melyek a csigolyák különböző nyúlványain erednek vagy tapadnak. A felületes izmok a felületes hátizomzatot adják, míg a mélyebb elhelyezkedésű izmok az axiális törzsizomzatot alkotják. Előbbiek a felső végtag mozgását szolgálják, de elhelyezkedésük miatt a hátizmok közé soroljuk őket. A gerinc két oldalán hátul és oldalt található nyúlványok közötti vályút több izomból álló vastag izomcsoport tölti ki. A nyaki területen a koponyához még egyéb rögzítő izmok is kapcsolódnak.



2. ábra: A hát izmai [1]

A gerinc egészséges normál körülmények között fontos görbületekkel rendelkezik szagittális síkban (3. ábra). A szagittális síkban létrejövő görbületek mind statikai, mind dinamikai szempontokból fontosak, ezek a görbületek biztosítják a koponya rázkódásmentes alátámasztását. Normál esetben (egészséges személyek esetén) a nyaki és az ágyéki szakaszon előre domborodó (lordosis), míg a háti és a szakrális szakaszon hátra domborodó (kyphosis) görbületről beszélhetünk. Ebből kifolyólag az emberi test súlyvonala álló helyzetben több csigolyánál is metszi a gerincoszlopot. Ideális esetben ezek a pontok a koponya öreglyuk, a medence közepe, a combcsont végének közepe, valamint a lábszárcsont végének közepe. Fontos megjegyezni, hogy a gerinc görbületei az egyenes tartás következményei, mely emberi sajátosság.



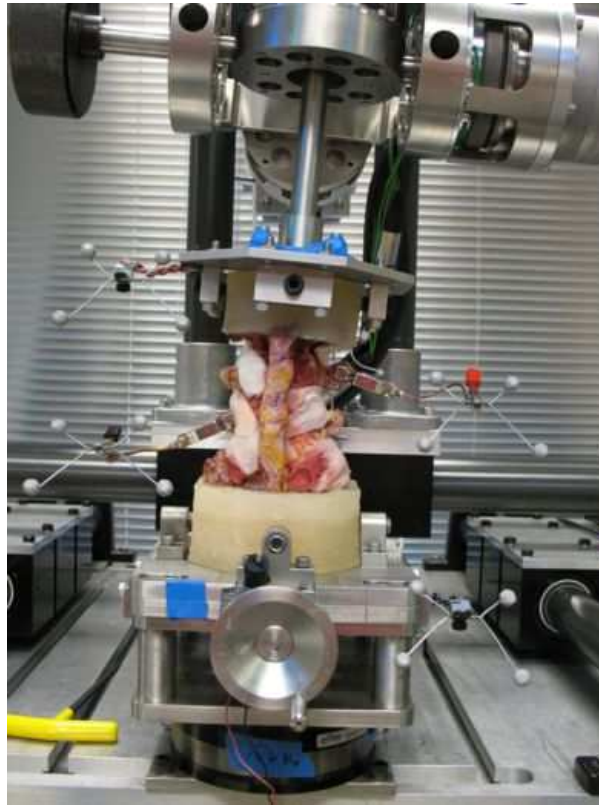
3. ábra: Emberi test síkjai [2]

A gerincoszlop frontális síkjában is beszélhetünk egészséges, normális kismértékű görbületekről, viszont ezeknek alig észrevehető nagyságúnak kell lennie. A mellkasi szakasznál alig észrevehető jobbra domborodás, míg az ágyéki szakasznál ellentétes irányú domborodás figyelhető meg. Ez az úgynevezett fiziológiás scoliosis, mely főleg a szív és az aorta elhelyezkedésének tudható be.

2.2. A gerinc biomechanikai vizsgálata

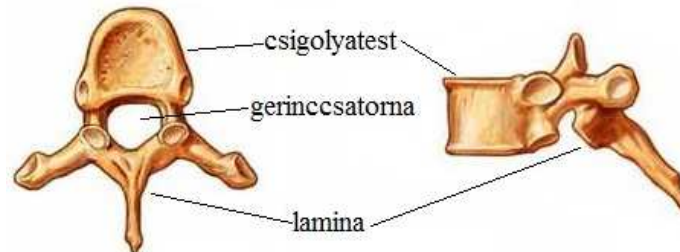
A gerincoszlop mozgása az egyes csigolyák, mint merev testek közötti relatív eltolódás és elfordulásokból tevődik össze. Elsősorban ezek vizsgálatára van szükség a gerinc biomechanikájának megértéséhez. Ezzel kapcsolatban az Országos Gerincgyógyászati

Központ honlapján található információkat használtuk fel döntően [16]. A gerinc mozgásvizsgálatának legkisebb egysége az úgynevezett funkcionális szegmentális egység (angolul „Functional Spinal unit”, rövidítése FSU), mely két szomszédos csigolyából és az azokat összekötő kapcsolatból áll (passzív és aktív elemek). A FSU-t a 4. ábra terhelés közben szemlélteti. Az úgynevezett flexibilitás szegmentumok vizsgálata során a leggyakrabban csigolyatestek egymáshoz viszonyított elmozdulását adott erő hatására vizsgáljuk. A terhelés lehet központos vagy külpontos terhelés, azaz normál erővel terhelt vagy nyomaték és normál erő interakciójával terhelt. A passzív csigolyákat összekötő kapcsolati elemek közé a porckorongokat, a nyúlványok közti ízületeket és a szalagos összeköttetéseket soroljuk. Ezek közül jelentős terhet viselnek az elülső és a hátulsó hosszanti-, a csigolyák hátsó elemeit és a tövisnyúlványokat összekötő szalagok. A szegmentumot átívelő és mozgató paravetebális izmok rendszerét aktív csigolyákat összekötő kapcsolati elemek közé soroljuk.



4. ábra: Csigolyák vizsgálata in-vitro terheléssel [3]

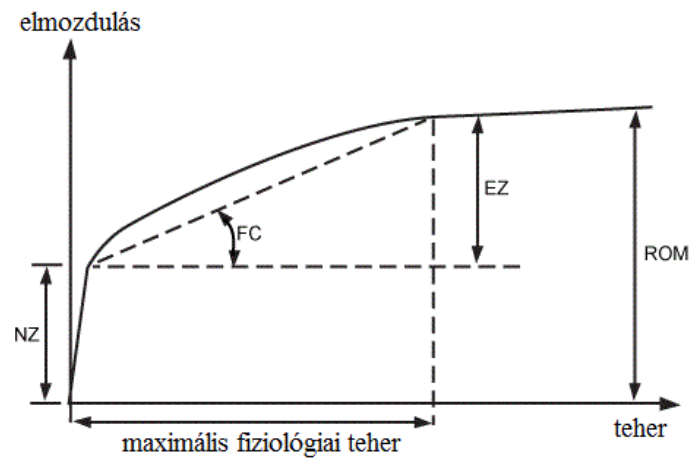
Szagittális síkban a gerincet három oszlopra oszthatjuk (5. ábra). Az elülső oszlop a csigolyatest, a középső oszlop a gerinccsatorna és a hátulsó oszlop a laminák és a kis ízületek csoportja.



5. ábra: Csigolya felépítése [4]

A kutatási eredmények azt mutatták [16], hogy axiális terhelés hatására a teher szint közel 80%-át az elülső oszlop, azaz a csigolyatestek viselik. A kutatások szerint az FSU forgáspontja fiziológias körülmények között valahol a porckorong hátulsó harmadára esik. Az aktív izomrendszer mindezt kompenzálja a természetes tónusával. Fontos megjegyezni, hogy a csigolyák között szalagos összekötőrendszer egyfajta előfeszítésként is szolgál a „szerkezetben”, melynek jelentős szerepe van az FSU terhelés során is.

Az FSU vizsgálatoknak azért van létjogosultsága, mert az in-vitro terhelések során közelítőleg megállapítható, hogy egyes élethelyzetekben milyen irányú és mekkora mértékű mozgások jöhetnek létre. Ezen adatok kiemelten fontosak, hiszen jelentős szerepük van a szegmentális instabilitásban és így a gerincbetegségek kialakulásában. Az in-vitro vizsgálatokkal a terhelés és elmozdulások (kapcsolat alakváltozása) közötti összefüggések vizsgálhatók. A vizsgálatok azt mutatták a teher és az elmozdulások közötti viselkedés nem-lineáris, a viselkedés továbbá időfüggő. Általánosítva elmondható, hogy a görbe kezdeti szakaszán kis terheléseknél relatíve nagy elmozdulások következnek be, majd a görbe ellaposodik. Hosszabb idejű terhelés során az alakváltozások növekednek, kúszás jelensége figyelhető meg, ami az élő anyagokra jellemző. A 6. ábra egy tipikus FSU teher-elmozdulás görbe sematikus rajzát szemlélteti.



6. ábra: Tipikus terhelés-elmozdulás diagram [5]

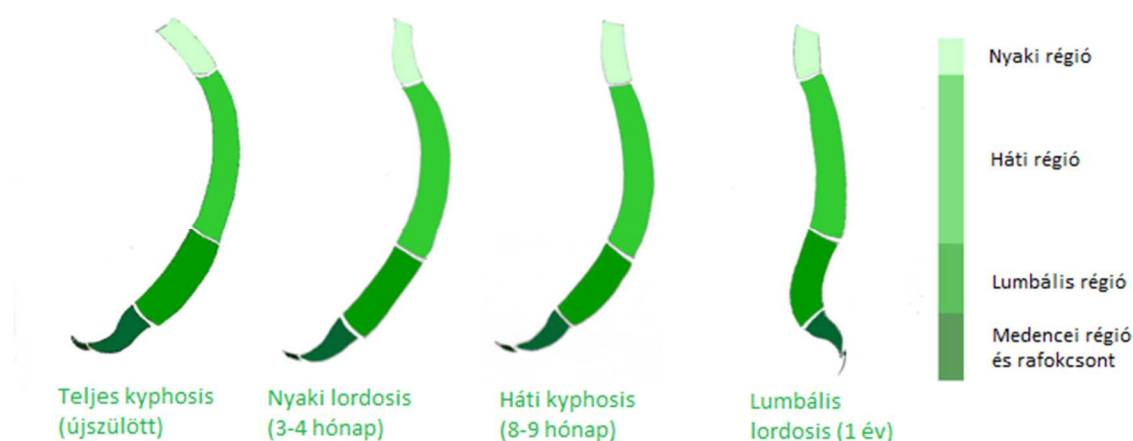
A 6. ábra rövidítései a következő jelentésekkel bírnak:

- a neutrális zóna („Neutral Zone”, NZ) a szegmentum lazaságát jellemző érték,
- az elasztikus zóna („Elastic Zone”, EZ) a fiziológiás mozgáspályát jellemző érték,
- szegmentum teljes mozgásterjedelme („Range Of Motion”, ROM), mely az előző kettő szuperpozíciója.

2.3. Gerincfejlődés [29]

Kezdetben az újszülött gerince kyphosisban van. A gyermek hasra fordulása után alakul ki a nyaki lordosis. Üléskor jelenik meg a háti kyphosis, végül a járás közben kiegyenesedik az ágyéki szakasz.

A természetes emberi testmozgások közben fokozatosan létrejön a lumbális lordosis és a sacralis kyphosis. Az ember tíz éves korára véglegesítődnek a gerinc görbületei (7. ábra).



7. ábra: Gerincfejlődés az első egy évben [27]

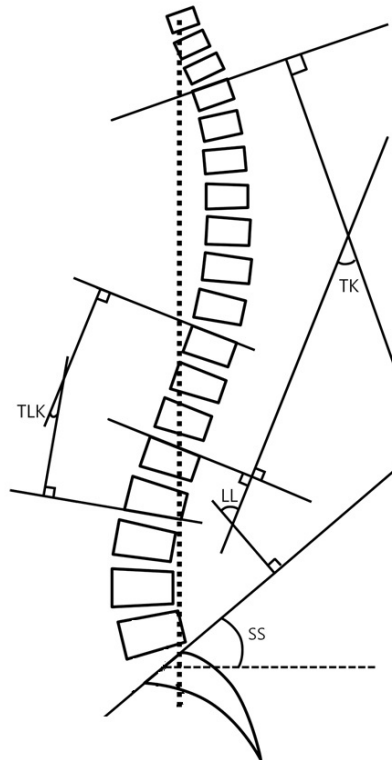
Ha a gyermek növekedési vagy szocializálódási élete során nem megfelelő a test fejlődése, megjelenhetnek különböző gerincbántalmak, gerincbetegségek (Scoliosis, Scheuermann betegség). Ezen rendellenességek főbb okai közé tartozik a kevés mozgás, valamint az ülés, állás, járás közbeni helytelen testtartás. Kialakulásában pszichés tényezők is szerepet játszanak. Ezek következtében a gerinc görbületei mentén hyperkyphosisokat vagy hyperlordosisok jelennek meg, amelyek az egészséges életet negatívan befolyásolják. A görbületek mértékét a Delmas-indexszel jellemezhetjük, amelynek meghatározásához szagittális irányú röntgenfelvételeket kell készíteni:

$$\text{Delmas-index: } \frac{a \text{ gerinc aktuális hossza az } S_1 - \text{től az atlasig egyenesen mérve}}{a \text{ gerinc teljes hossza az } S_1 - \text{től az atlasig}} \times 100.$$

Teljesen kifejlett ember esetében a Delmas-index értéke 95. Ettől eltérő értékek esetén a gerinc hossza kisebb vagy nagyobb a teljes gerinchossznál. Így határozták meg a dinamikus (fokozott görbületek, Delmas-index értéke kisebb, mint 94) és a statikus gerinctípusokat (csökkent görbületek, Delmas-index értéke nagyobb, mint 96).

2.4. Cobb fok értelmezése [20]

A gerinc alakjának leírására John Robert Cobb amerikai ortopéd orvos vezette be az úgynevezett Cobb-fokokat. A Cobb-fokok segítségével a gerinc szagittális síkjában lévő két legfontosabb görbület a háti kyphosis és a deréki lordosis mértéke megadható. Az eredeti definíció szerint az adott szakasz (háti vagy lumbális) kezdő és végcsigolyáinak zárólemezeire fektetett egyenesekre állított merőlegesek által bezárt szögek pótszögei (8. ábra).



8. ábra: A gerinc szagittális szögvizsgálata [9]

3. A gerinc görbületi elváltozásai

Ebben a fejezetben a gerinc görbületi elváltozásait tárgyaljuk, mely bekövetkezhet szagittális vagy frontális síkban. A frontális síkban bekövetkező oldalirányú görbületet scoliosis-nak (9. ábra) nevezzük. Például a jobb konvex scoliosis egy oldalirányú gerincferdülés, mely jobb felé domborodik. A szagittális síkban bekövetkező kóros görbületeket hyperlordosis-nak és hyperkyphosis-nak nevezzük: hyperlordosis (13. ábra) az ágyéki szakaszon, míg a hyperkyphosis (12. ábra) a háti szakaszon történő kóros görbületi elváltozást jelenti. Természetesen nem csak „tisztá” scoliosis-ról vagy szagittális síkú kóros görbületi elváltozásról beszélhetünk, hanem a kettő kölcsönhatásáról is. Ebben az esetben a gerinc görbületi elváltozása térbeli, melynek vizsgálata kiváltképp nehézkes, így azokat projekcióval a már említett két síkra vetítik és külön kezelik. A továbbiakban a két síkú kóros elváltozás külön-külön tárgyaljuk.

3.1. Scoliosis [28]

A gerincferdülés vagy más néven scoliosis a gerincoszlop kóros oldalirányú elhajlása, görbülete a frontális síkban. Leggyakrabban a csigolyák egymáson való elmozdulása vagy elcsavarodása okozza. A kiváltó ok lehet növekedési zavar, fejlődési rendellenesség, rossz testtartás, nehéz iskolatáska fél vállon viselése. Az esetek 80%-ban ismeretlen a gerincferdülés kiváltó oka. A fiatal lányoknál hétszer, nyolcszor gyakrabban fordul elő, mint a fiúknál. Felismerése vizuális módon a legegyszerűbb. Egyenes testtartásban a lapockák nem egy magasságban helyezkednek el. Csípőlapátokat összekötő egyenes nem vízszintes. Mellkas alakja aszimmetrikus. A gerincferdülésnek két típusa van: a funkcionális és a strukturális scoliosis.

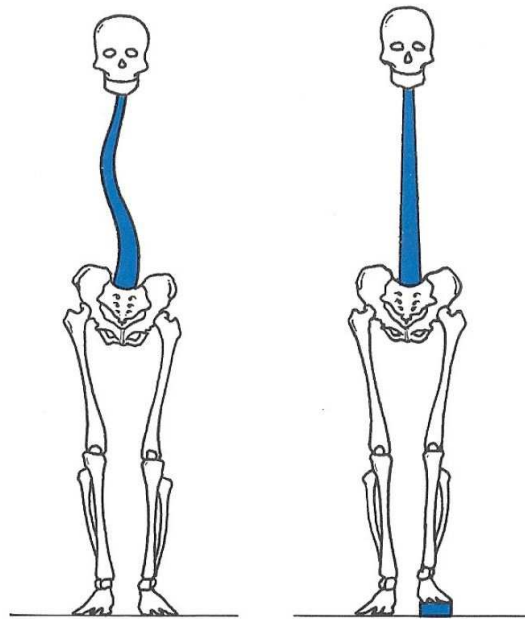


a) scoliosis

b) egészséges gerinc

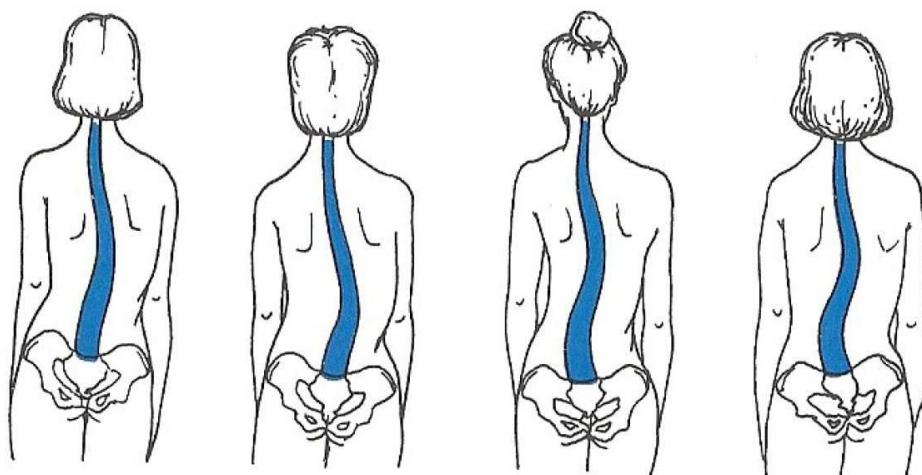
9. ábra: A gerinc kóros és normális alakja [6]

Funkcionális esetben a gerinc nem három dimenzióban deformálódott (10. ábra), így ez könnyebben korrigálható, mint a strukturális típus. Előrehajlaskor az elváltozás eltűnik, ezért nehezebben diagnosztizálható. Az idő előrehaladásával nagysága nem növekszik, nem alakul át strukturális scoliosis-sá. A funkcionális gerincferdülést testtartási rendellenességre vezetjük vissza, amely hátizom erősítéssel rehabilitálható. Erre az úszás és a gyógytorna a legmegfelelőbb.



10. ábra: Funkcionális scoliosis [28]

Strukturális scoliosis esetén a gerinc három dimenzióban torzul (11. ábra). A kétdimenziós frontális síkú görbületváltozás mellett az elcsavarodás is megjelenik. A betegség során a gerinc mozgástartománya lecsökken, a megjelenő rotáció mellett a bordapúp is megfigyelhető.



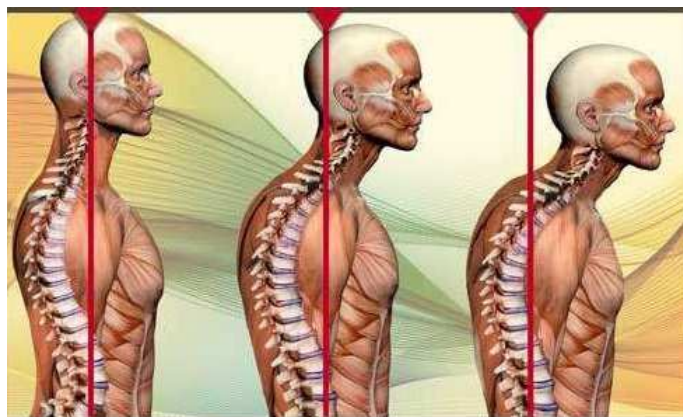
11. ábra: Struktúrális scoliosis négy leggyakoribb fajtája [28]

A scoliosis jellemzésére használható a Cobb-fok. Ebben az esetben a Cobb-fokok definíciója: „A gerincferdülés kezdő és végcsigolyáinak zárólemezeire fektetett egyenesekre állított merőleges egyenesek által bezárt szögek pótszögei a frontális síkú röntgenfelvételen megállapítva. A scoliosis a gerinc frontális síkjában létrejövő ferdeülés. A Cobb-fok minél nagyobb, annál nagyobb a gerincferdülés. Egészséges fiziológiás gerinc esetén a Cobb-fok értéke nulla. 0-10 fok esetén csak megfigyelésre szorul a páciens. 10-20 fok között ajánlott a gyógytorna, úszás a gerinc izomzatának erősítésére és így a helyes testtartás javítására. 20-45 fok esetén az illetőnek gerincfűzőt (korzett) kell viselnie. 45-50 fok kialakulása esetén műtéti beavatkozás javasolt.

3.2. Hyperlordosis és hyperkyphosis

A hyperkyphosis-ok a háti gerincszakasz szagittális görbületének (kyphosis-nak) növekedését jelentik (12. ábra), a hyperlordosis a lumbalis gerinc szagittális görbületének (lordosis-nak) kóros növekedését értjük (13. ábra). Ezek alapján a hanyagtartás két fő típusát különböztethetjük meg: A normálisnál nagyobb háti kyphosis-t és a vele társuló megtartott ágyéki lordosis-t domború hátnak, míg normálisnál nagyobb ágyéki lordosis-t és háti kyphosis-t nyerges hátnak nevezzük. A nyerges hát leggyakoribb elváltozás, amely főleg 6-10 éves kor között alakul ki, amikor a törzs izomereje nincs arányban a hosszúnövekedéssel. A lapos hátat nem soroljuk a hanyagtartások közé, hiszen a háti kyphosis eltűnik, a hát egyenessé, vagy előrefelé domborúvá válhat. Az ágyéki gerinc élettani görbülete is csökken, mely csökkenti a gerinc stabilitását és így teherbíró képességét is.

Jellemzésére a 2.4. pontban definiált szagittális síkban meghatározott Cobb-fokokat használjuk.



12. ábra: Hyperkyphosis [7]



13. ábra: Hyperlordosis [8]

4. Mérési módszerek irodalmi áttekintése

Napjainkban egyre több diagnosztikus eszközt fejlesztenek a gerincrendellenességek felismeréséhez. Az idő előrehaladtával egyre pontosabb, használható információ kapható a gerincrendellenességek többségéről. A gerincoszlop szagittális síkú szögeinek mérésére a következő szögeket vizsgáljuk (2.4. pont):

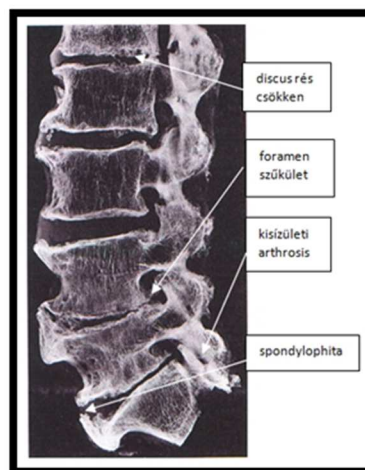
- thoracalis kyphosis (háti görbület) szöge,
- lumbalis lordosis (ágyéki hajlat) szöge,

A fent említett szögek mérésére a következő mérési technológiák állnak rendelkezésre a gerincrendellenességek diagnosztikájára. Ezeket az eszközöket a következőkben mutatjuk be.

4.1. Röntgendiagnosztika (RTG) [10]

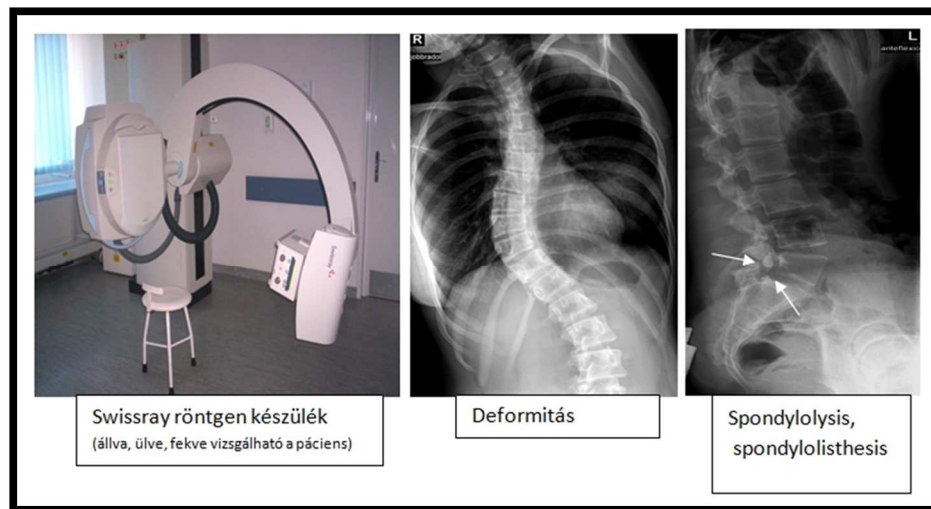
Az orvos által felismert gerincdeformáció elsődleges képi diagnosztikai eszköze a röntgenfelvétel (14. ábra). A felvételt általában álló helyzetben készítik, de készíthető előre és hátrahajtott pozícióban is. A három felvétel összehasonlításával a gerincoszlopban a csigolyák rendellenes pozíciója kivehető.

A röntgensugár oldalról, előlről, hátulról érheti a páciens. A C7-es csigolyától a keresztcsont hátsó felső részéig vizsgálják a gerinc alakját a röntgenfelvételen.



14. ábra: Gerincröntgen kép [10]

Az RTG eljárás alkalmazható különböző gerincelváltozás, csigolyatávolság (discus-rés magasság), csigolyadislokáció, spondylolysis diagnosztizálásához (15. ábra).

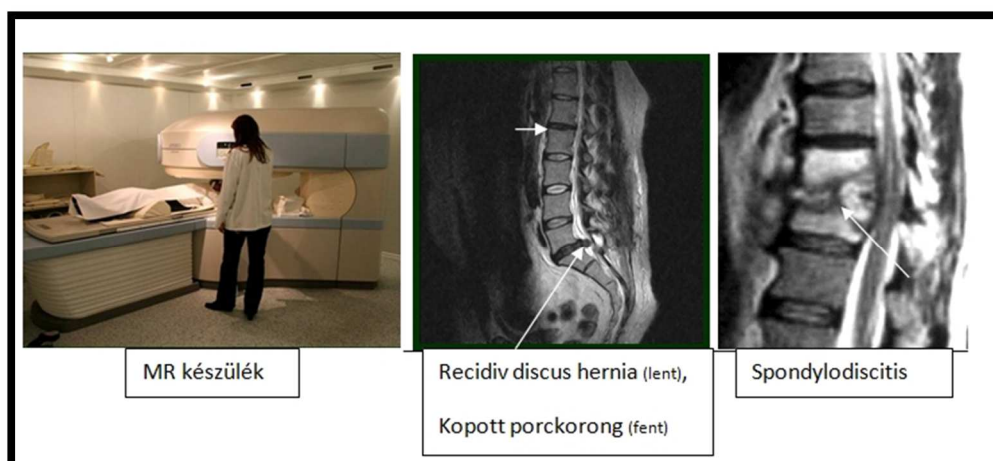


15. ábra: A röntgen készülék és a röntgenfilmen megállapítható elváltozások [10]

A röntgenfelvétel legfőbb előnye gyorsasága és pontossága. Hátránya a sugárterhelés, valamint a torzított kép kialakulásának lehetősége.

4.2. Mágneses rezonanciás képalkotás (MRI) [10]

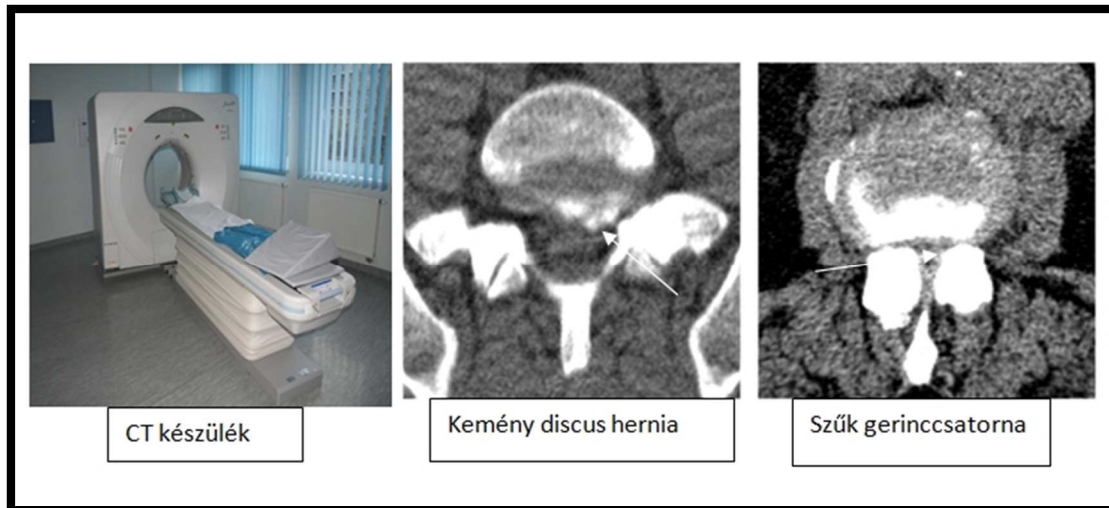
Az MRI vizsgálatot elsősorban a lágyrész elváltozások diagnosztikájában használják, de a teljes gerincoszlop is vizsgálható a segítségével (16. ábra). Az MRI információt ad bármilyen csigolyát érintő lágyrész képletről, porckorong elváltozásról, idegi struktúrákról, tályogról. Nagy hátránya, hogy a fém zavaró és hibás információt okoz a felvételen.



16. ábra: Az MRI készülék és az általa diagnosztizált elváltozások [10]

4.3. Computed Tomographia (CT) [10]

A CT (Computed Tomography) számítógép segítségével végzett axiális irányú röntgenvizsgálat, amely során a röntgensugár rétegenként a vizsgálni kívánt képletet scanneli. A CT-vel könnyen diagnosztizálhatók a gerinccsatorna egyes képletei, különböző gerincszalag-eltérések (17. ábra). Nagy előnye, hogy az MRI-vel szemben fémimplantátum esetén is megfelelő, komplikációmentes felvételt készít.



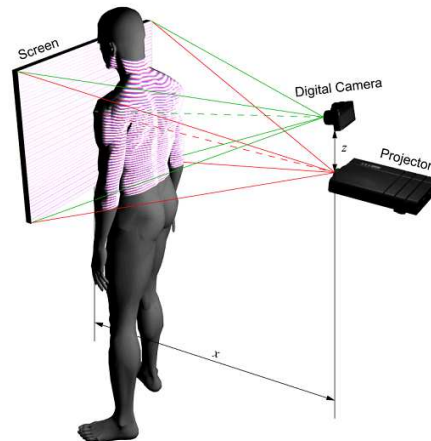
17. ábra: Az MRI készülék és az általa diagnosztizált elváltozások [10]

4.4. Moiré módszer [11, 30]

A Moiré módszer Moiré-jelenségen alapuló mérési módszer, amely két periodikus struktúra egymásra hatásából jön létre (18. ábra). Ezt a jelenséget mechanikai interferenciának is nevezik. A mérés során először egy síkfelületre vetítenek egy periodikus mintázatot, majd a beteget a síkfelület és a projektor közé állítva, a hátára vetítve is rögzítik ugyanazt a mintázatot. A második felvételen látható vetített mintázat, a felület alakjának megfelelően deformálódik, így információt hordoz magáról a felületről, esetünkben a hátról, amelyből képfeldolgozási módszerek alkalmazásával a gerinc három dimenziós képe is meghatározható.

A Moiré-módszer nagy előnye, hogy a mérés a hát minden pontján egy időben történik, anélkül hogy bármiféle kontaktust létesítenénk a vizsgált alannal, így nem éri semmiféle káros sugárzás vagy nyomás (amely a mérési eredményekre is kihat). Az irodalomban található mérések alapján, alkalmas a gerincferdülés változásának követésére, de a Kollégiumi előírások alapján diagnosztizálás csak a RTG felvételekkel történhet. A módszer segítségével

a háti kyphosis mértékének pontossága megfelelő, de a felső háti és az ágyéki lordosis vizsgálatára kevésbé alkalmas. Felső háti görbület mérésénél a mérés eredményét a lapockák által feszített bőrfelület befolyásolja. A BME MOGI tanszéken végzett vizsgálatok szerint [30], a Moiré módszerrel a röntgennel készített felvételeken mért szögekhez képest kisebb szögértékeket ad, amely felső háti esetben körülbelül 18° -kal, ágyéki esetben körülbelül 11° -kal jelent kisebb értékeket.



18. ábra: Moiré módszer szemléltetése [11]

4.5. Flexicurve [12]

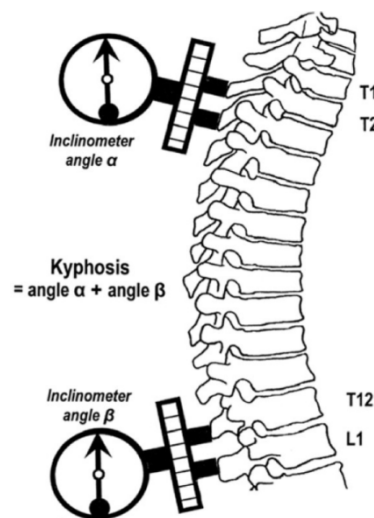
A flexicurve egy fém szalag műanyag borításban, amelyet a gerincre simítva, majd eltávolítva onnan, megőrzi a gerinc alakját (19. ábra). Az alakot ezután milliméterpapíron rögzítik (fényképezve, rajzolva). Ez az egyik legegyszerűbb mérési módszer, amit nagyon gyorsan és olcsón el lehet végezni, viszont a szakirodalom vizsgálatai alapján csak kyphosis-ra ad statisztikailag is elfogadható eredményt (a gerinc alsó részének görbületi sugara kisebb, amely a fém szalag rugalmasságából adódóan nehezebben rögzíthető, visszarugózik).



19. ábra: Flexicurve használata [12]

4.6. Inclinometer [12, 13]

Az inclinometer dőlésszög mérésére használatos műszer. A szöget a gravitáció irányához képest adja meg, amelyet egy mutatóval valósítanak meg úgy, hogy a mutató egyik felére egy súlyt helyeznek. Ezzel a módszerrel, két inclinometert alkalmazva, azokat a gerinc különböző csigolyáihoz helyezve, megállapítható a csigolyákba húzott érintők által bezárt szög a két műszer által mutatott szögértékek összegeként (20. ábra). A módszerrel csak a gerinc alakját jellemző szögértékek állapíthatóak meg.



20. ábra: Inclinometer (dőlésmutató műszer) alkalmazása [13]

4.7. Debrunner-féle kyphometer [14]

A Debrunner-féle kyphometer szintén egy szögmérésre alkalmas módszer. A 21. ábra jól szemlélteti a működési elvet: a beteg adott csigolyáihoz érintve a berendezés két végét, középen leolvasható az adott csigolyákhoz húzott érintők által bezárt szög.



21. ábra: Debrunner-féle kyphometer [14]

4.8. Goniométer [15]

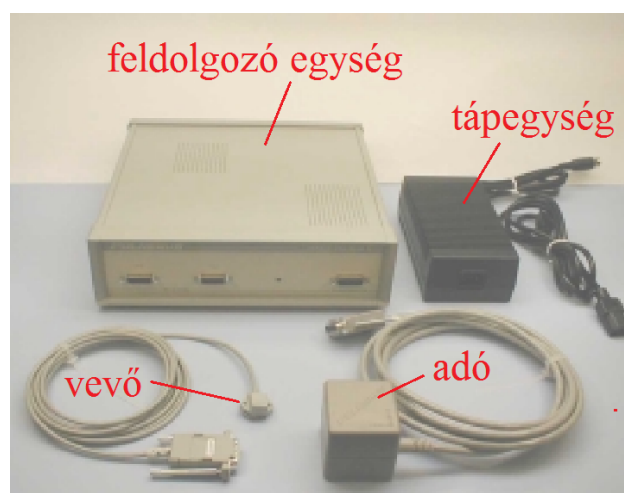
A goniométer egy szögmérésre alkalmas mérőeszköz (22. ábra). A mérési elve nagyon hasonló az előbb már tárgyalt két módszeréhez. A csigolyákhoz érintve, leolvasható róla a csigolyák érintői által bezárt szög. Mint az ehhez hasonló módszerek csak szögek megállapítására használható.



22. ábra: Goniométer (szögmérő) alkalmazása [15]

4.9. 3SPACE [17]

Elektromágnes-alapú non-invazív diagnosztikai eszköz, mely egy kibocsátó és egy vevő modult tartalmaz (23. ábra). A kibocsátó modul alacsony frekvenciájú mágneses mezőt indukál, melyet a vevő érzékel és számítja a vevő relatív helyzetét és irányát három dimenzióban, mind a hat szabadságfok figyelembevételével. Előnye, hogy egy előre meghatározott pont, melyhez a vevő modult rögzítjük, mozgását is képes rögzíteni. Hátránya, hogy teljes képet nem kaphatunk a gerincről, valamint a vevő rögzítése a gerinchez is bizonytalan lehet egy esetleges verejtékezésnek köszönhetően.



23. ábra: 3SPACE rendszer [17]

4.10. Arcométer [18]

A háti kyphosis és ágyéki lordosis szögeinek meghatározásához arcométert is használható (24. ábra). A háti kyphosis szögének meghatározása esetén az arcométert szélső lábait a Th1 és Th12-es csigolyákra helyezik, míg a középső lábát a kyphosis görbület tetőpontjához, majd egyszerű matematikai számítással (körívet feltételezve) meghatározható a szög értéke. Az ágyéki lordosis esetén hasonló módon járnak el, csak az L1 és L5-ös csigolyára kell helyezni az arcométer szélső lábait.



24. ábra: Arcométer használata [18]

4.11. Spinal Mouse [19, 21, 26]

A Spinal Mouse egy olyan vizsgálati eszköz, mely elektromágnes-alapú non-invasív módszer, azaz semmilyen sugárterheléssel nem jár. A gerincegeret (25. ábra) a gerinc vonalán végigvezetve szagittális irányú információkat szolgáltat annak lefutásáról. Speciális testtartásban a gerinc mozgékonyága stabilitása, terhelhetősége is megállapítható. A vizsgálat során a kezdő csigolya általában a nyaki C7-es, míg a végső a szakrális S3-as csigolya. Az eszköz megközelítően 150 Hz-es frekvencián működik és 1,3 milliméterenként szolgáltat térbeli koordinátákat. A vizsgálat időtartama körülbelül 4 másodperc. A műszerhez tartozó program az így rögzített térbeli pontokat háromdimenziós formában jeleníti meg. A szakember, szakorvos a hagyományos vizsgálatok eredményeit kiegészítve még pontosabb képet kap a páciens állapotáról, illetve nyomon követheti a beteg állapotában bekövetkező változásokat.



25. ábra: A gerincegér [24]

A vizsgálat során egyenes testtartásban, teljes előre hajlásban (maximális flexió) és teljes hátra hajlásban (maximális extenzió) regisztrálják az adatokat. (26. ábra). Ezen vizsgálati módszer pontossága $\pm 3^\circ$ -os eltérésben áll meg a röntgen $\pm 7^\circ$ -os eltéréséhez képest. A korrelációs együttható a gerincegér esetén $r=0,94$, röntgennél $0,96$.

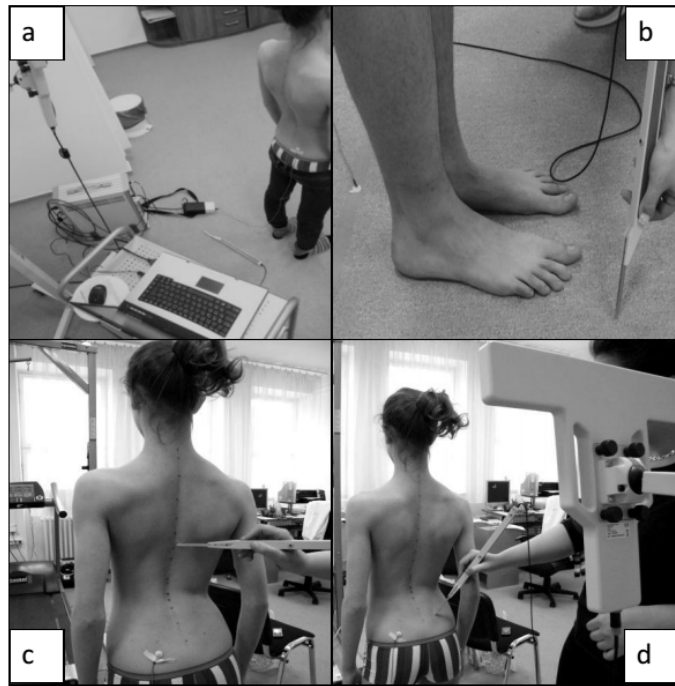


26. ábra: A gerincegérral történő vizsgálat [25]

4.12. Zebris gerincvizsgáló modul [22, 23, 26]

A Zebris ultrahang-alapú non-invazív mérési eszköz gerinc modulja térbeli képet ad gerinccsigolyák helyzetéről [22]. A következő részegységekből épül fel (27. ábra):

- három, ultrahang jeleket kibocsátó érzékelőt tartalmazó mérőfej,
- három vevőt tartalmazó mérőhármast a medence mozgásainak kiszűrésére,
- két vevőt tartalmazó jelölőceruza a gerinc alakjának megadásához.



27. ábra: Zebris-es vizsgálat folyamata [22, 23]

A 27. ábra a mérés menetét mutatja be időrendi sorrendben. Elsőként a vizsgált személynek megfelelően el kell helyezkednie (27/a ábra), majd a mérőfej segítségével megadásra kerül a globális koordináta rendszer (27/b ábra). Ezt követően kijelölésre kerülnek a kalibrálás során az anatómiai pontok (jobb- és baloldali lapocka alsó szöglete, jobb- és baloldali elülső csípőtővis, jobb- és baloldali vállcsúcs, 12. háti csigolya tövisnyúlványa, illetve a globális koordináta-rendszer, 27/c ábra), majd megtörténik a mérés, azaz a jelölőceruzával a gerinc alakjának meghatározása (a 7. nyaki csigolya tövisnyúlványától az I. sacralis csigolya tövisnyúlványáig, 27/d ábra).

A mérőfejben elhelyezkedő érzékelők megközelítően 100 Hz-es frekvenciával ultrahangjeleket bocsátanak ki, amelyeket a vevők rögzítenek. Az érzékelők és a mérőfej adói közötti távolság meghatározható az ultrahangsebesség és a mért terjedési idő szorzataként. A geodéziában ismeretes háromszögelés módszerének köszönhetően a vevők térbeli koordinátája a mérési folyamat minden időpillanatában meghatározható a mérőfej három adójának térbeli koordinátáinak segítségével, valamint az aktív adó és a mérőfej három érzékelője közötti távolság segítségével. A WinSpine mérésvezérlő program rögzíti és numerikusan tárolja az érzékelők térbeli koordinátáit majd ebből a csigolyák tövisnyúlványának térbeli helyzetét (gerinccsigolyák koordinátáit) egy beépített interpolációs algoritmus segítségével határozza meg egy mérés alapján. Minden esetben 100 pontot tárol és ment el a program ezen adatokból rajzolja fel a gerinc térbeli képét. A tövisnyúlványok térbeli

helyzetét felhasználva a beépített modul meghatározza a háti kyphosis és a lumbalis lordosis értékét is. Vizsgálatok azt mutatták, hogy álló helyzetben 0,77 és 0,98-as korrelációt érhető el.

4.13. Értékelés

Az előző pontokban összefoglalt non-invazív módszerek közül a gerincegér (Spinal Mouse) elektromágnes-alapú és a Zebris ultrahang-alapú gerincvizsgáló rendszer (WinSpine) modulja bizonyul a páciens számára legkevésbé megterhelőnek, ezek szolgáltatják a legtöbb felhasználható információt a gerincoszlop görbületeiről és körülbelül a gerinc 100 pontjának térbeli helyzetét rögzítik. A vizsgálatok költséghatékonyak és megismétlési pontosságuk is megfelelő.

5. Probléma felvetés, kitűzött célok és megoldási stratégia

A gerincalak meghatározásának legrégebbi és legpontosabb módja a kétirányú röntgenfelvételek készítése, mely magas sugárterhelése miatt súlyos betegségek esetén (pl.: scoliosis) is csak évente egyszer végezhető el. Emiatt MRI és CT felvételeket is használnak a gerinc állapotának rögzítésére, de ezek ismétlési gyakorisága is korlátozott. A gerinc elváltozások konzervatív kezelése esetén elengedhetetlen a folyamatos ellenőrzés, így egyre több olyan in-vivo alternatív módszert fejlesztésén dolgoznak a kutatók. A különböző optikai- (Moiré módszer), elektromágnes- (Spinal Mouse), vagy ultrahang-alapú (Zebris) stb. mérőeszközök segítségével a gerinc alakja megfelelő pontossággal felvehető röntgenterhelés nélkül.

A gerincalakját az orvosi gyakorlat a – röntgenfelvételeken megszokott módot követve – háti (thoracalis) kyphosis és a deréki (lumbalis) lordosis Cobb fokaival jellemzi. A Cobb fokok elterjedését mutatja, hogy a különböző elváltozásokhoz tartozó szög tartományok is e szögeértékhez vannak kalibrálva. A Cobb fokok nagymértékű elterjedése ellenére sincs egyértelműen definiálva, valamint lényegesen függ a vetítés irányától.

Számos gerincalak vizsgálati módszer létezik, melyek megbízhatósági szintjei különböző. A non-invazív, in-vivo gerincvizsgálati módszerek legkorszerűbb típusai a Spinal Mouse elektromágnes-alapú és Zebris ultrahang-alapú gerincalak diagnosztikai módszerek. A dolgozat egyik célja az ezekkel az eljárásokkal felvett térbeli gerincalakok (görbék) feldolgozása saját forráskód segítségével különböző matematikai módszerekkel, majd ezek kiértékelése statisztikai alapon. A dolgozat másik célja, hogy a különböző gerincvizsgáló (SpinalMouse és Zebris) rendszerek esetén meghatározzuk a legkedvezőbb illesztési módszert és a kapott eredményeket hitelesítsük.

A dolgozat alkalmazott megoldási stratégiája a következő:

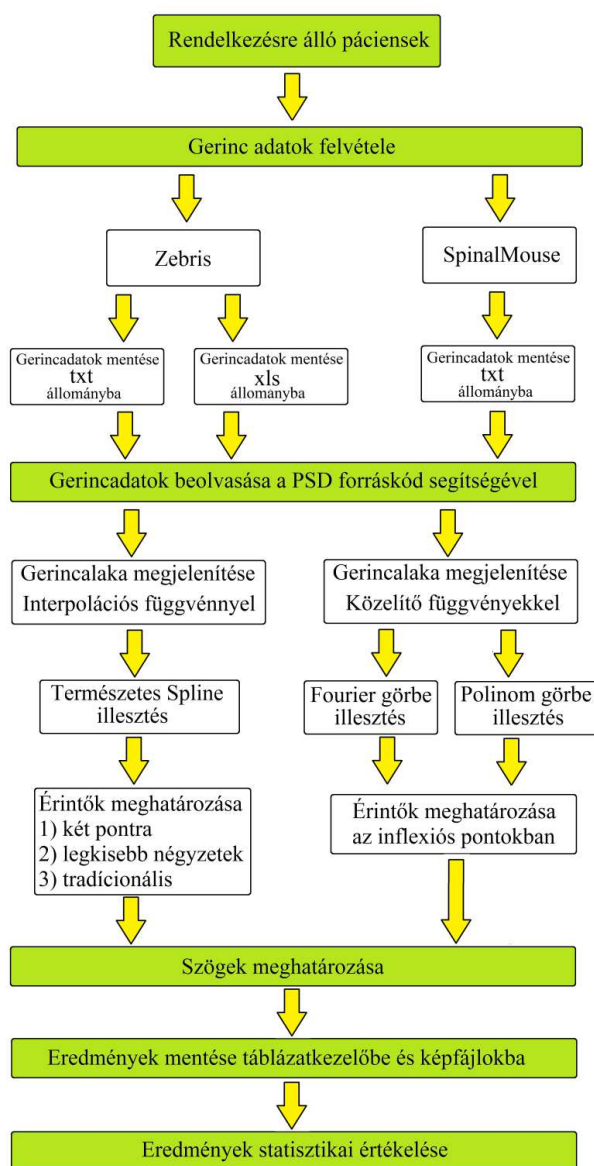
- 1) Vizsgálati minta felvétele.
- 2) Forráskód implementálása MATLAB-ban. Természetes spline és Fourier soros közelítéssel a gerinc alakjának minél pontosabbi meghatározása, majd ezek segítségével különböző matematikai módszerekkel a háti kyphosis és lumbalis lordosis szögeinek meghatározása.
- 3) Eredmények számítógépes feldolgozása.

- 4) Eredmények statisztikai kiértékelése.
- 5) Alkalmazott gerincalak-görbék és kapott szögértékek összehasonlítása.

A kutatás eredménye egy olyan számítógépes feldolgozással támogatott módszer, mely segítségével a Spinal Mouse és Zebris rendszerekkel mért adatokból (térbeli koordinátákból) megfelelő megbízhatósági szinten numerikusan nemcsak a gerinc alakot modellező szögek, hanem a gerinc alakjának matematikai egyenlete is megadható.

6. Feladatmegoldás lépéseinek szemléltetése

A feladat végrehajtásának menetét a 28. ábra szemlélteti. A folyamatábrán a végrehajtandó feladat fő lépései láthatóak. Elsőként a rendelkezésre álló pácienseken (minta) szükséges a gerincadatok felvétele. A gerincadatok felvételét Zebris ultrahang-alapú gerincvizsgáló rendszer (WinSpine) és/vagy SpinalMouse elektromágnes-alapú gerincvizsgáló rendszerrel végezték el, majd az adatokat kimentették szöveges dokumentumba. Zebrissel rögzített adatok esetén előfordult, hogy az adatokat táblázatkezelőben kaptuk, azaz már előzőleg exportálták őket a szöveges dokumentumból táblázatkezelőbe. Az adatokat szöveges dokumentumokban és táblázatkezelőben egyaránt kaptuk, így mindkét típus kezelésére alkalmassá kellett tenni a forráskódot.



28. ábra: A feladat lépéseit bemutató folyamatábra

Egy pácienshez tartozó gerincadat beolvasását követően a gerinc alakjának matematikai egyenletét interpolációs függvénnyel vagy közelítő függvényekkel határoztuk meg. Interpolációs függvénynek természetes spline-t, közelítő függvényeknek ötöd- és hetedfokú Fourier és polinom függvényeket alkalmaztunk.

Ezt követően a természetes spline esetében egy szűrő algoritmus segítségével a kvázi-inflexió¹ pontokba húzott érintő egyeneseket két féle módon határoztuk meg. A Zebrissel mért adatok esetén a csigolyák koordinátái is rendelkezésre álltak, így a hagyományos módszer alkalmazható a szögek meghatározásához szükséges érintők meghatározására. Az érintő egyeneseket egyrészt két pontra illesztett egyenes segítségével is számíthatók. A mérés esetleges zaját kiküszöbölhetjük a legkisebb négyzetek módszerének alkalmazásával, amikor 5-10 pont térbeli helyzete alapján határoztuk meg az érintő egyeneseket. A közelítő függvények esetében az érintők a tényleges inflexió pontokban kerültek meghatározásra.

Az érintő egyenesek segítségével a háti kyphosis, az ágyéki lordosis szögértékek számíthatók, mint az érintő egyenesek által bezárt szög pótszöge. Az utolsó lépés az adatok mentése táblázatkezelőbe és képfájlokba. Táblázatkezelő segítségével a kapott eredményeknek a statisztikai kiértékelése elvégezhető.

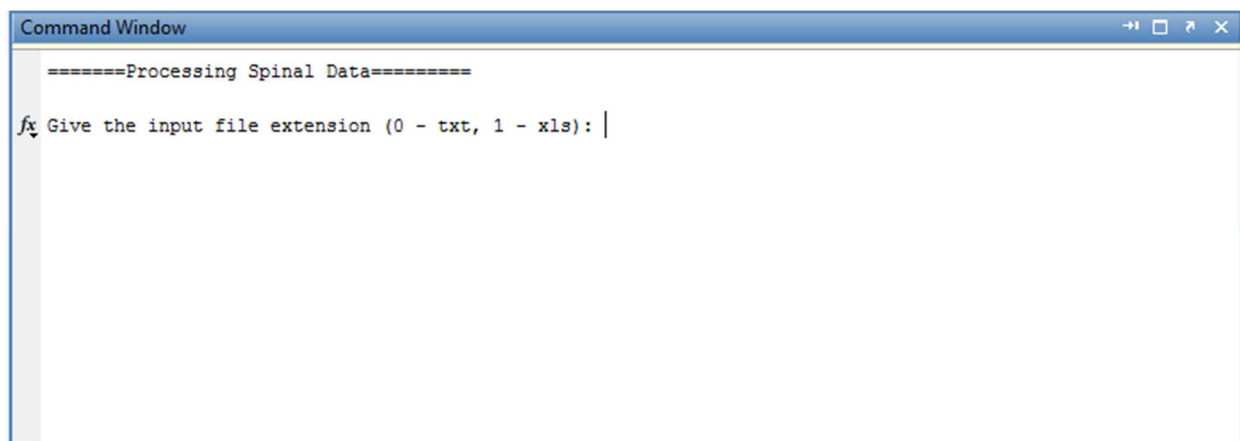
¹ Mivel a spline egy szakaszos interpolációs harmadrendű polinom függvény, így nem értelmezhető a teljes interpolációs görbén ilyen értelemben az inflexió pont, viszont vizuálisan megfigyelhető és numerikus módszerekkel közelítően meghatározható (lásd 7.4. és 7.5. fejezet).

7. „Processing Spinal Data” (PSD) bemutatása

A PSD egy MATLAB kódban írt program, mely hivatott a különböző gerinc-alak felvételi eljárásokkal felvett adatok feldolgozására. Két különböző gerinc-alak felvételi eljárást képes kezelni, a GerincEgér (SM) elektromágnes-alapú és Zebris ultrahang-alapú gerincvizsgáló eszközökkel felvett adatokat. A továbbiakban bemutatásra kerül a program futtatásának lépései, az eredmények megjelenítése, a program kód felépítése, a számítási háttér elmélete és végül maga a kód.

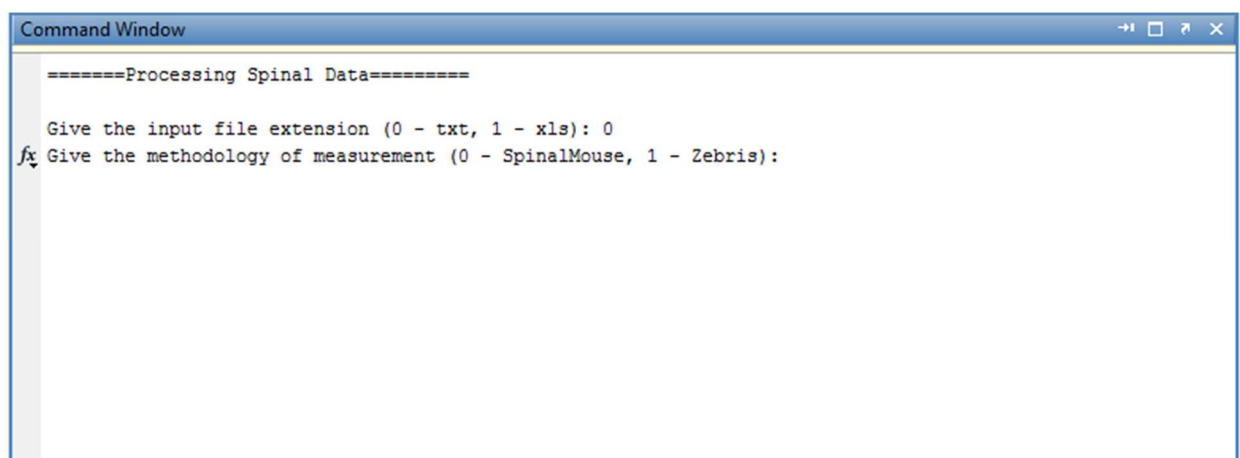
7.1. Program futtatás lépései

Program indítása, majd a bemenő adatokat tároló fájlok kiterjesztésének megadása (0 – txt, 1 – xls, lásd 6. fejezet, 29. ábra).



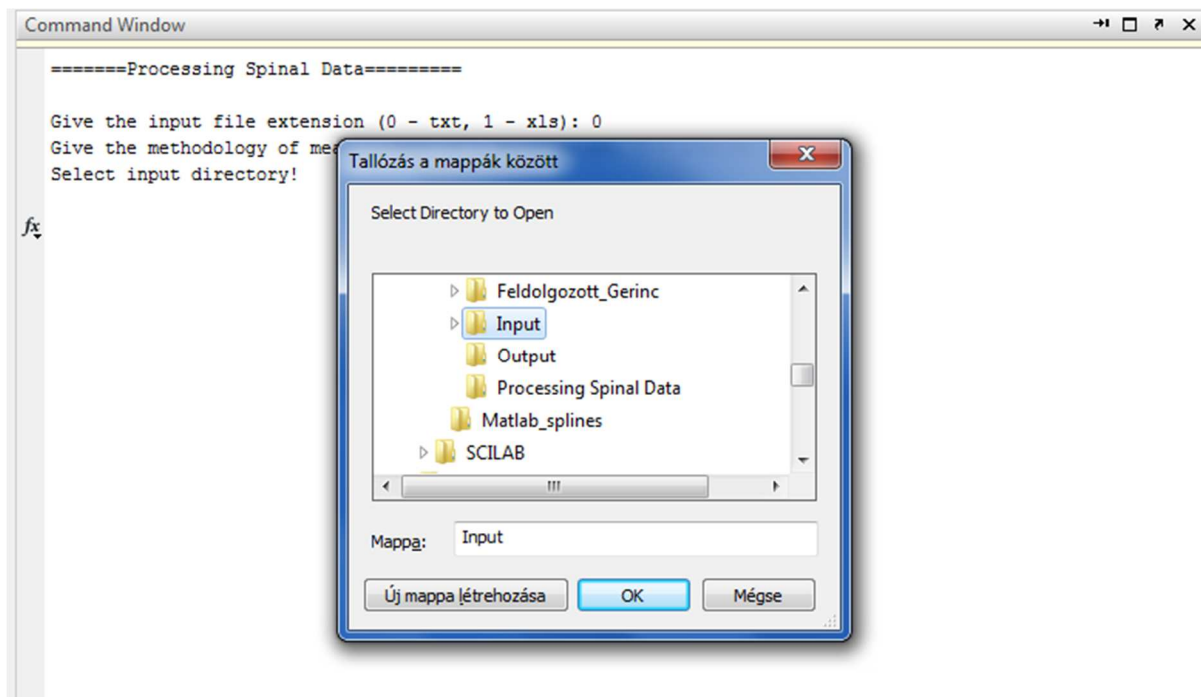
29. ábra: Bemenő adatokat tartalmazó fájl kiterjesztésének megadása

Adatfelvételi módszer kiválasztása (0 – GerincEgér, 1 – Zebris, lásd 6. fejezet, 30. ábra):



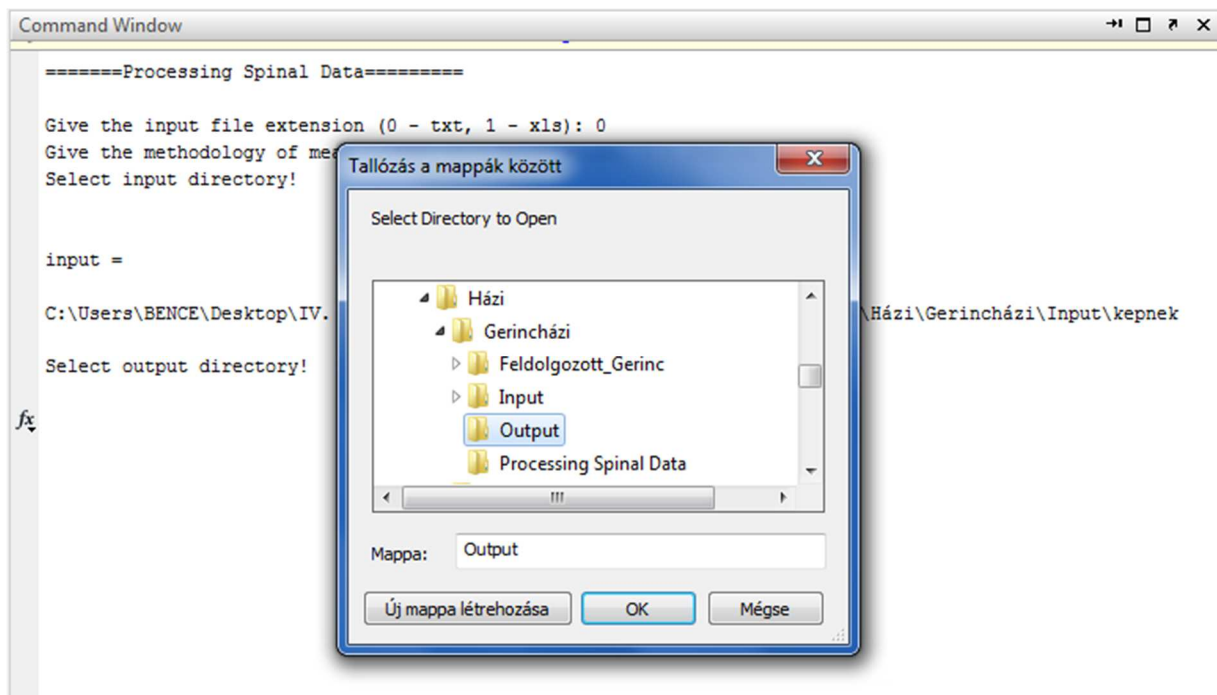
30. ábra: Adatfelvételi módszer megadása

Bemenő adatokat tartalmazó fájlok könyvtárjának megadása felugró ablakon keresztül (31. ábra):



31. ábra: Bemenő fájlok könyvtárának kiválasztása

Kimenő adatokat tartalmazó xls kiterjesztésű fájlok könyvtárának megadása (32. ábra):



32. ábra: Kimenő fájlok könyvtárának megadása

A program az XY személyhez tartozó bemenő adatok feldolgozása után az eredményeket táblázatkezelőbe és képfájlba is menti (33. ábra):

```

====Processing Spinal Data====

Give the input file extension (0 - txt, 1 - xls): 0
Give the methodology of measurement (0 - SpinalMouse, 1 - Zebris): 1
Select input directory!

input =

C:\Users\BENCE\Desktop\IV. felev\Biomechatronikai modellezés és szimuláció\Házi\Gerincházi\Input\kepnek

Select output directory!

output =

C:\Users\BENCE\Desktop\IV. felev\Biomechatronikai modellezés és szimuláció\Házi\Gerincházi\Output

XY.txt kész!
fx >> |

```

33. ábra: XY adatainak feldolgozása és mentése megtörtént

7.2. Eredmények mentése táblázatkezelőbe

Az eredmények táblázatkezelőbe mentése a 34. ábra szerint történik. Az egyes bemeneti fájlokhoz tartozó eredményeket egymás alatti sorokban helyezi el a program. A táblázatkezelő első oszlopában találhatóak a bemeneti fájlok nevei (pl.: KovacsLaszlo.txt). Az egyes személyekhez tartozó feldolgozott eredményeket a további 7 oszlop tartalmazza. A zárójelben lévő „Th” jelzés utal a háti-, az „L” jelzés az ágyéki gerincszakaszra.

	Two points (Th)	Least squares (Th)	Traditional (Th)	Two points (L)	Least squares (L)	Traditional (L)
XY.txt	52.45	42.03	32.33	55.48	48.94	22.42

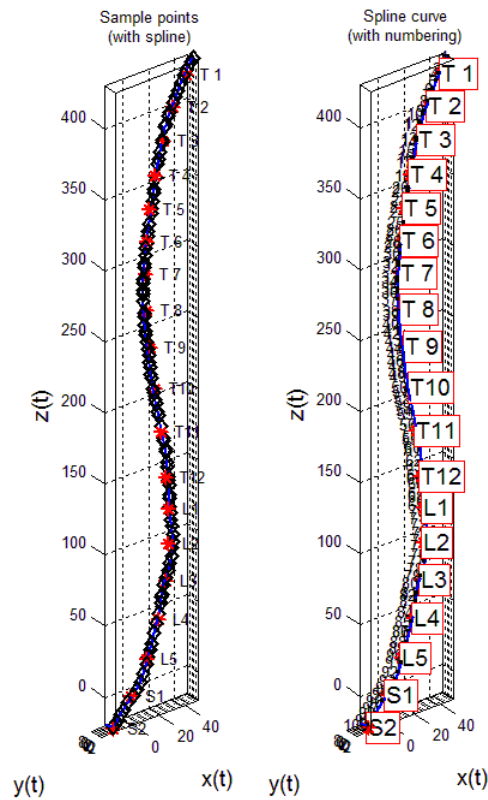
34. ábra: Táblázatkezelőben való megjelenés

További magyarázat a 33. ábra elnevezéseihez:

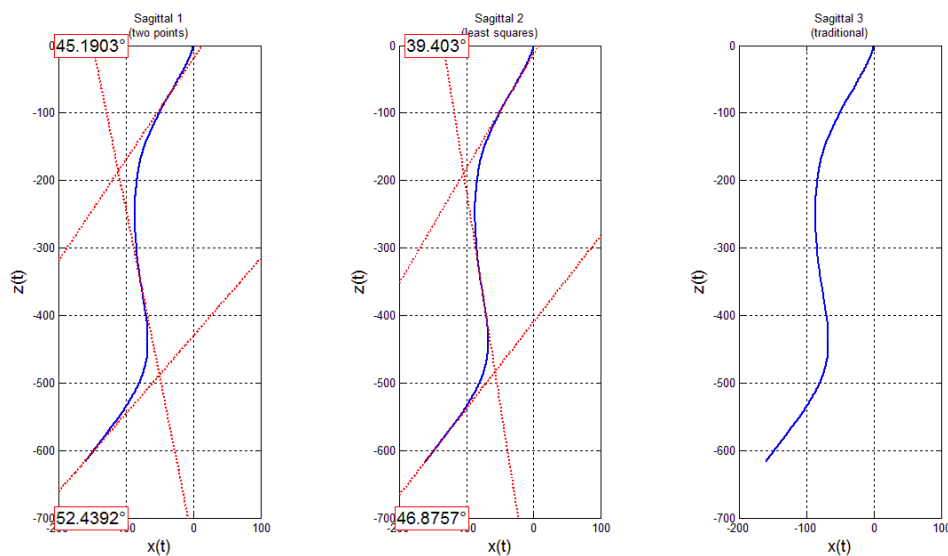
- *Two points*: az érintő egyenesek meghatározása két pont alapján történt,
- *Least squares*: az érintők meghatározása legkisebb négyzetek alkalmazásával történt,
- *Traditional*: kyphosis szöge a T1-T2, T11-T12, valamint lordosis szöge L1-L2, L4-L5 pontok összekötésével kapott egyenesek metszésének pótszöge.

7.3. Eredmények megjelenítése képfájlbán

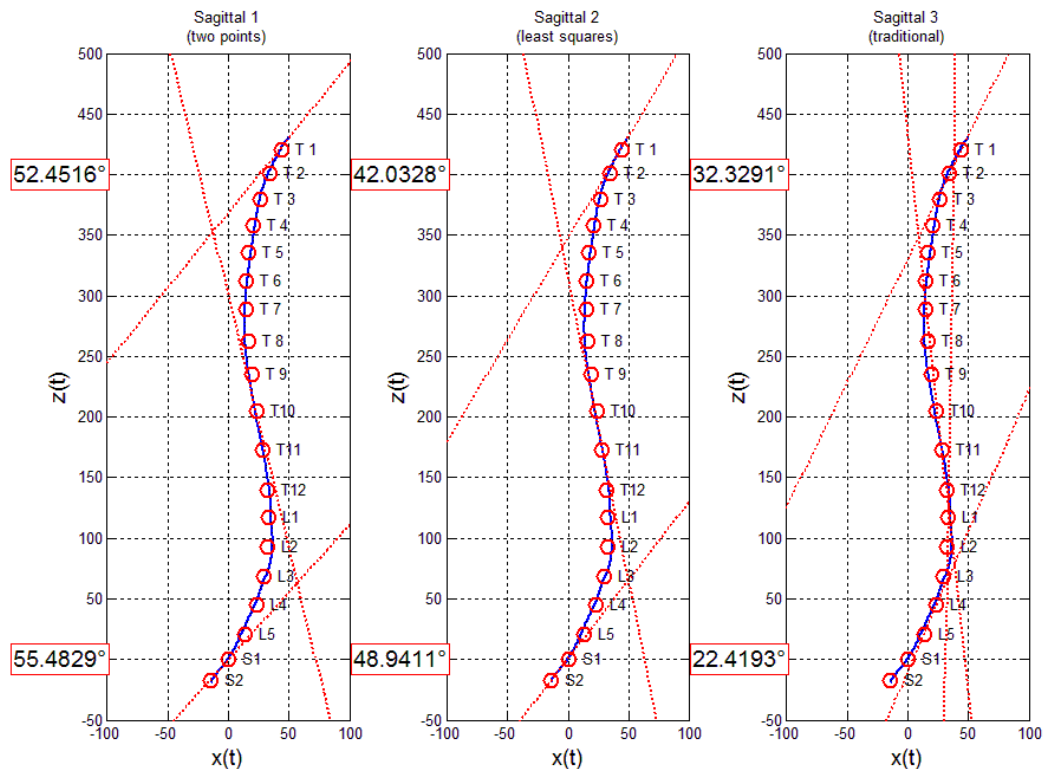
A 35. ábra egy gerincalak 3D-s megjelenítését mutatja be a gerincsigolyák helyzetének jelölésével. A 36. ábra a GerincEgeres adatok feldolgozott eredményeit szemlélteti. A Zebris-es adatok feldolgozott eredményeit a 37. ábra mutatja be.



35. ábra: 3D-s megjelenítés az egyes gerincsigolyák jelölésével



36. ábra: GerincEgeres adatok feldolgozott eredménye



37. ábra: Zebris-es adatok feldolgozott eredménye

7.4. Forráskód felépítése

A program kód egy főmodulból (PSD.m) és négy további modulból (SM_getcoords_txt.m, Zebris_getcoords_txt.m, Zebris_getcoords_xls.m, Calc.m) épül fel. PSD.m hívja be az adatokat, attól függően, hogy GerincEgér (SM) vagy Zebris koordinátákról van szó. Az adatok behívása az SM esetben txt-ből, Zebris esetén txt-ből vagy xls-ből lehetséges. A bemeneti adatok:

[x, y, z, xspine, yspine, zspine, N],

ahol	x, y, z	a pontok koordinátái,
	N	pontok száma,
	xspine, yspine, zspine	az egyes gerinccsigolyák koordinátái (nem feltétlen azonos x,y,z adott koordinátaival), melyeket a Zebris egy speciális algoritmus segítségével határoz meg.

Az SM esetén az **xspine, yspine, zspine** értékeit mindig nullára deklarálja a program, mert ott nem mértek ilyen értékeket. A PSD.m a beolvasott adatokat a számoló és megjelenítő modulnak (Calc.m) továbbítja a következő módon:

(x, y, z, xspine, yspine, zspine, N, dirContent(i).name, meth);

ahol **x, y, z, xspine, yspine, zspine, N** ugyan az, mint a fent említett értékek,
dirContent(i).name (vagy name) az adott bemenő fájl neve,
meth SM és a Zebrisre utaló változó (**meth=0**, ha SM és **meth=1**, ha Zebris)

A megjelenített és lementett képfájlt a program **dirContent(i).name** formájú deklarált néven menti. A Calc.m a PSD.m-nek az alábbi feldolgozott adatokat továbbítja:

[angle12p, angle1lq, angle1trad, angle22p, angle2lq, angle2trad, M, S, C, MIN, MAX]

ahol **angle12p** háti csigolyáknál lévő szög értéke (pótszög), úgy hogy a legmeredekebb érintőket választja ki a program egy szűrő segítségével.

angle1lq háti csigolyáknál lévő szög értéke (pótszög), úgy hogy a legkisebb négyzetek módszerével egy megadott pontszámra (x,z koordinátákra, melyek száma 5-10) illeszt egyenest az adott szakaszon (szűrő beállítás függő, ezért fontos a jó kalibrálás), mely a legnagyobb, illetve adott esetben legkisebb meredekségű.

angle1trad háti csigolyáknál lévő szög értéke (háti kyphosis szöge), ahogyan manapság alkalmazzák az orvoslásban (T1-T2, T11-T12, L1-L2, L4-L5 összekötésével kapott egyenesek metszésének pótszöge)

angle22p, angle2lq, angle2trad fentiekkel megegyező csak az ágyéki szakasznál lévő szögek (lumbalis lordosis szöge).

M átlagos érték az **x** és **xspine** között, vagyis egyfajta eltérés jellemzése (SM-nél nincs, mert nem áll rendelkezésre xspine adat)

S szórás

C kovariancia

MIN minimum

MAX maximum

Ezeket az adatokat a PSD.m program rész táblázatkezelő file-ba (xls formába) írja ki.

7.5. Alkalmazott matematikai háttér (Calc.m-ben):

3D megjelenítés

3D-s kirajzolásnál paraméteres görbemegeadást alkalmaztunk úgy, hogy az adott pontokra természetes spline-t illesztettem, és a jó megjelenítésért 10 interpolációs pontot alkalmaztam.

2D megjelenítés

A gerinc kirajzolás természetes spline-al történik szintén 10 interpolációs pont alkalmazásával. A program a gerinc inflexiók pontjait egy olyan algoritmussal keresi meg, mely felosztja a gerincet adott tartományokra, majd megkeresi az adott szakaszon lévő legnagyobb vagy adott esetben legkisebb meredekségű egyenest, az adott gerincszakaszon ezt tekinti érintőnek. Az egyeneseket a legkisebb négyzetek módszerével két pontra vagy több (5-10) pontra illesztett egyenessel állítja elő. Fontos, hogy a tartományok, azaz az algoritmus szűrője megfelelően legyen kalibrálva, hogy a tényleges érintőket biztosan megtalálja. Ezt követően az egyenesek által bezárt pótszögek értékei számíthatók. Az így számított szögértékek összehasonlíthatóak az orvosi terminológiában alkalmazott, radiológiai (vagy egyéb más) vizsgálatot követően meghatározható szögekkel.

A Calc.m végén a program lementi a képfájlként az eredményeket az előre kiválasztott output mappába.

Természetes spline – szakaszos interpolációs harmadrendű polinom függvény

A természetes spline olyan harmadfokú polinomokból álló szakaszos interpolációs függvény, mely az egyes szakaszok kapcsolódási pontjában C^2 folytonos kapcsolatot biztosít. Ha adott $n+1$ pont, akkor az interpolációs függvény n szakaszra osztja a függvényt, ahol a kapcsolódási pontok maguk a bemeneti pontok lesznek. Mechanikai analógia alapján szokás az angol kifejezéssel a „wooden spline”-al illetni.

Adott $n+1$ pontok (x_k, y_k) , $k=0 \dots n$ az $[a, b]$ intervallumon, akkor $a=x_0 < x_1 < \dots < x_{n-1} < x_n=b$.

1) „s” interpolálja az adott pontokat

$$s(x_i) = y_i, \quad i=0, 1, \dots, n. \quad (1)$$

2) „s” legalább egyszeresen folytonosan differenciálható legyen az $[a, b]$ intervallumon.

3) Az $[x_i, x_{i+1}]$ $i=0,1,\dots,n-1$ intervallumokon az „s” harmadfokú polinomokból épül fel.

4) „s” minimalizálja az energia funkcionált, mely

$$J[s] = \frac{1}{2} \int_a^b s''(x)^2 dx, \quad s''(x_0) = s''(x_n) = 0 \text{ peremfeltételekkel.} \quad (2)$$

$$\begin{aligned} s_i(x_i) &= s_{i-1}(x_i), \\ \text{A variáció számítás eredménye } s'_i(x_i) &= s'_{i-1}(x_i), \text{ ahol } i=1,2,\dots,n-1. \\ s''_i(x_i) &= s''_{i-1}(x_i), \end{aligned} \quad (3)$$

A $[x_i, x_{i+1}]$ $i=0,1,\dots,n-1$ intervallumokon az egyes harmadfokú polinomok számítható:

- 4 feltétel szükséges, hogy egyértelműen definiálható legyen egy harmadfokú polinom,
- 2 intervallum feltétel: $s_i(x_i) = y_i$, $s_i(x_{i+1}) = y_{i+1}$.
- 2 további feltétel szükséges. Legyen $c_i = s'_i(x_i)$, akkor: $\begin{matrix} s'_i(x_i) = c_i \\ s'_i(x_{i+1}) = c_{i+1} \end{matrix}$, ahol c_i , $i=0,\dots,n$ tartó $n+1$ db ismeretlen.

$$\text{Transzformálás egység intervallumokra:} \quad \zeta = \frac{x - x_i}{h_i}, \text{ ahol } h_i = x_{i+1} - x_i. \quad (4)$$

$$q_i(\zeta) = s_i(x) = s_i(x_i + h_i \zeta).$$

$$\text{Így az intervallum peremfeltételek a következők:} \quad q_i(0) = y_i, \quad q_i(1) = y_{i+1}, \quad (5)$$

$$q'_i(0) = h_i c_i, \quad q'_i(1) = h_i c_{i+1}.$$

A harmadfokú polinom teljesíti a 4 feltételt:

$$q_i(\zeta) = (1-\zeta)^2 y_i + \zeta^2 y_{i+1} + \zeta(1-\zeta) [(1-\zeta)(2y_i + h_i c_i) + \zeta(2y_{i+1} - h_i c_{i+1})]. \quad (6)$$

Másodrendű deriváltak számítása a peremeknél:

$$\begin{aligned} q''_i(0) &= 6(y_{i+1} - y_i) - 2h_i(2c_i + c_{i+1}), \\ q''_i(1) &= -6(y_{i+1} - y_i) - 2h_i(c_i + 2c_{i+1}). \end{aligned} \quad (7)$$

Kapcsolat q és s második deriváltjai között: $s_i''(x) = q_i''(\zeta)(d\zeta/dx)^2 = q_i''(\zeta)h_i^{-2}$. (8)

Az „ s ” függvény második deriváltjainak folytonossága az $n-1$ közbenső pontokban:

$$\frac{(c_{i-1} + 2c_i)}{h_{i-1}} + \frac{(2c_i + c_{i+1})}{h_i} = \frac{3(y_i - y_{i-1})}{h_{i-1}^2} + \frac{3(y_{i+1} - y_i)}{h_i^2}. \quad (9)$$

Kettő plusz egyenlet szükséges. Peremfeltételek: $s''(x_0) = s''(x_n) = 0$.

A megoldandó egyenletrendszer a következő, melyben az ismeretlenek a c_i tagok:

$$\begin{bmatrix} \frac{2}{h_0} & \frac{1}{h_0} & \dots & \dots & 0 \\ \frac{1}{h_0} & \frac{2}{h_0} + \frac{2}{h_1} & \frac{1}{h_1} & & \vdots \\ \vdots & \frac{1}{h_1} & \frac{2}{h_1} + \frac{2}{h_2} & \frac{1}{h_2} & \vdots \\ \vdots & \ddots & \ddots & \ddots & \vdots \\ \vdots & & \frac{1}{h_{n-2}} & \frac{2}{h_{n-2}} + \frac{2}{h_{n-1}} & \frac{1}{h_{n-1}} \\ 0 & \dots & \dots & \frac{1}{h_{n-1}} & \frac{2}{h_{n-1}} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} c_0 \\ c_1 \\ c_3 \\ \vdots \\ c_{n-1} \\ c_n \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{3(y_1 - y_0)}{h_0^2} \\ \frac{3(y_1 - y_0)}{h_0^2} + \frac{3(y_2 - y_1)}{h_1^2} \\ \frac{3(y_2 - y_1)}{h_1^2} + \frac{3(y_3 - y_2)}{h_2^2} \\ \vdots \\ \frac{3(y_{n-1} - y_{n-2})}{h_{n-2}^2} + \frac{3(y_n - y_{n-1})}{h_{n-1}^2} \\ \frac{3(y_n - y_{n-1})}{h_{n-1}^2} \end{bmatrix}.$$

Természetes spline előnyei, hogy a kapott görbe kevésbé oszcilláló lesz és közvetlen mechanikai megfontolásai vannak. Hátrányai közé sorolható, hogy nagy egyenletrendszert kell megoldani és minden lokális változásnak globális hatása van.

8. A gerinc egyenletének meghatározása

A gerinc alakjának meghatározására Fourier és polinom görbeillesztést alkalmaztunk, amelyek az esetek nagy részében megfelelő eredményt adnak a gerinc további vizsgálatához.

A bemenő adatok

A gerinc különböző pontjainak a koordinátáit két különböző formátumban kapjuk meg, az egyik a GerincEgér által adott formátum, a másik pedig a Zebris által szolgáltatott. Az adott mérési időszakban a GerincEgér adatai a gerinc nyaki szakaszát is mérték, míg a Zebris rendszerrel folytatott méréseknél a gerinc adatai csak a legfelső háti csigolyától, a nyaki szakasz nélkül adóttak. A különbség megszüntetésére a GerincEgér adatait a Zebris által szolgáltatott adatok legfelső koordinátáinál elvágva is vizsgáljuk.

Illesztési módszerek

Fourier illesztés:

Fourier illesztés alkalmazásakor a gerincet leíró függvényt a következő alakban keressük:

$$y = a_0 + \sum_{i=1}^n a_i \cdot \cos(nwx) + b_i \cdot \sin(nwx) \quad (10)$$

A programban a gerinc alakját ötöd rendű Fourier sorral közelítettük, így az illesztés után 11 együtthatót kapunk, amelyek a további statisztikai elemzésekre alkalmasak.

Polinom illesztés:

Polinom illesztés esetén a gerincet leíró függvényt a következő alakban keressük:

$$y = a_0 + a_1x + a_2x^2 + \dots + a_nx^n \quad (11)$$

Az eredményt az alábbi mátrixegyenlet megoldásával kapjuk:

$$\begin{bmatrix} y_1 \\ y_2 \\ y_3 \\ \vdots \\ y_n \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & x_1 & x_1^2 & \cdots & x_1^m \\ 1 & x_2 & x_2^2 & \cdots & x_2^m \\ 1 & x_3 & x_3^2 & \cdots & x_3^m \\ \vdots & \vdots & \vdots & & \vdots \\ 1 & x_n & x_n^2 & \cdots & x_n^m \end{bmatrix} \begin{bmatrix} a_0 \\ a_1 \\ a_2 \\ \vdots \\ a_n \end{bmatrix}$$

A programban hetedfokú illesztést alkalmaztunk, ami bár elég pontos eredményt adott, de a Fourier illesztés pontosságát nem éri el. A program további számításaihoz a Fourier illesztést használjuk.

A program működése

Adatok beolvasása, görbeillesztés

A szöveges fájlokból az adatokat a már ismertetett GetCoordsSM, illetve GetCoordsZ függvényekkel kapjuk, majd a pontokra való illesztést a MatLAB beépített, Curve Fitting Tool nevű eszközével történt.

Érintők számítása

Az inflexiós pontbeli érintők meghatározásához, az illesztett görbe második deriváltját vizsgáltunk, aminek a zérus helyei megadják az inflexiós pontok helyét, ahová az első deriváltból számítható pontbeli meredekség alapján az adott érintő behúzható.

A Fourier illesztés eredménye nemlineáris, ezért a fentebb leírtak számításához numerikus deriválást és numerikus gyökkeresést alkalmaztunk.

Érintők által bezárt szögek

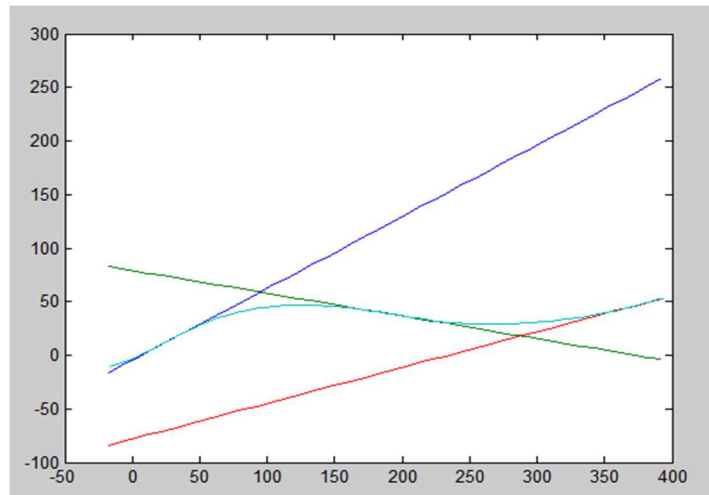
A számítások célja az érintők által bezárt szögek meghatározása, amit az előbb megkapott érintők irányvektorai alapján az alábbi összefüggéssel számíthatunk:

$$\gamma = \cos^{-1} \left(\frac{n_1 \cdot n_2}{|n_1| \cdot |n_2|} \right)$$

ahol, n_1 és n_2 az egyes érintő egyenesek normálvektorai.

Eredmények

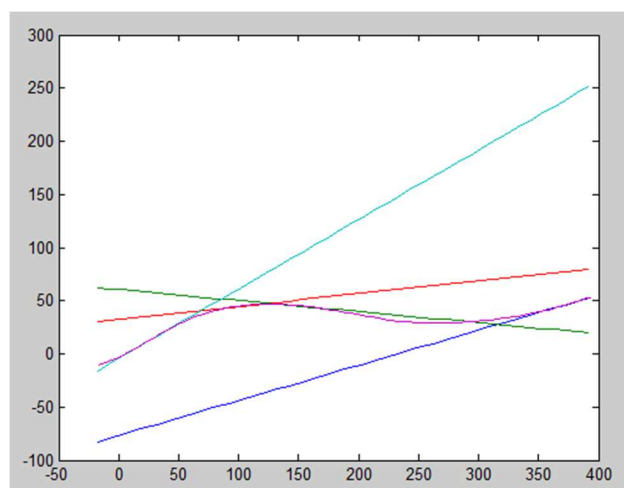
A program a futás végén az illesztett görbét és az inflexiós pontjaiba húzott érintőket kirajzolja (38. ábra).



38. ábra: Illesztett görbe és érintők

Meghatározza a jelenlegi gerincbetegségek meghatározásához használt egyeneseket is, amelyek az egyik módszer szerint:

- Th1 és Th2-t összekötő,
- Th11 és Th12-t összekötő,
- L1 és L2-t összekötő,
- L4 és L5-t összekötő egyenesek által bezárt szögek (39. ábra).

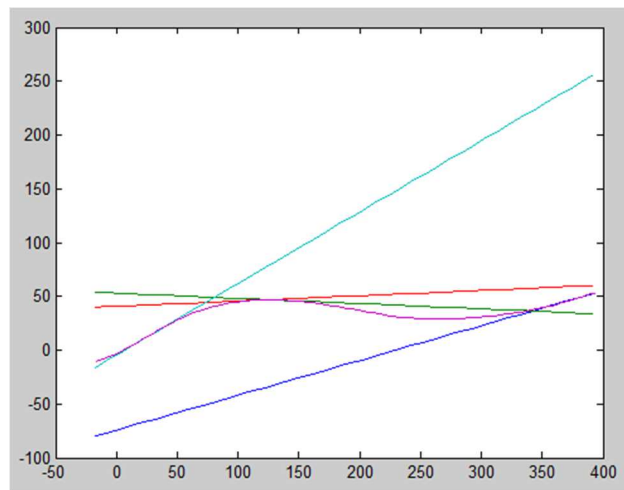


39. ábra: Illesztett görbe és hagyományos módon számított egyenesek

A másik módszer szerint:

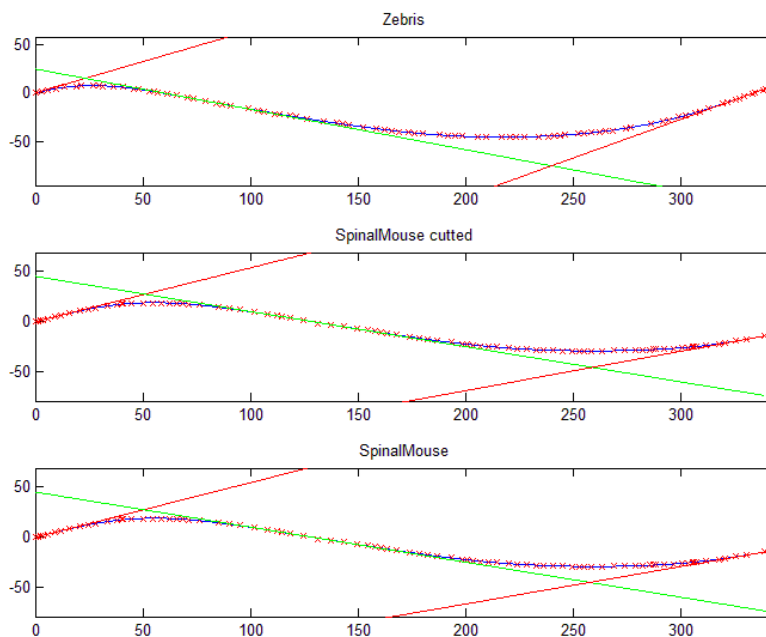
- Th1-be húzott érintő,
- Th12-be húzott érintő,

- L1-be húzott érintő,
- L5-be húzott érintő egyenesek által bezárt szögek (40. ábra).



40. ábra: Illesztett görbe és hagyományos módon számított egyenesek

Az eredményeket, az érintők által bezárt szögeket és az illesztett görbék együtthatóit, egy excel fájlba mentjük. A kapott eredményeket egy közös, jobban áttekinthető ábrán (41. ábra) is összefoglalhatjuk.



41. ábra: Eredmények megjelenítése különböző módszerekkel mért adatok esetén

9. Eredmények feldolgozása

A program bemenete a Zebris ultrahang-alapú gerincvizsgáló (WinSpine) és a GerincEgér elektromágnes-alapú rendszer által szolgáltatott adatok, amelyek alapján a gerinc mért koordinátáira különböző módszerekkel illesztett görbéket kapunk. Ezeket az eredményeket a különböző mérési módszerek összehasonlíthatóságának megállapítására statisztikai módszerekkel vizsgáljuk.

9.1. Vizsgálati minta

A vizsgálati mintáinkat 10-12 éves gyerekeken mérték GerincEgér, illetve Zebris rendszerrel. Összesen 75 gyerek esetén állt rendelkezésünkre a Zebris és Spinal Mouse-os adatok. További 109 gyerek esetén csak GerincEgeres mért gerincadatok állnak rendelkezésre. Az egymást követő méréseknél fontos szempont, hogy azok a nap azonos szakaszában történjenek, ezáltal eliminálva a napközbeni terhelés általi összenyomódásból származó hibát.

9.2. Eredmények bemutatása

A gerinc alakját a már említett módszerekkel vizsgáltuk. Cél a gerinc alakjának a legpontosabb módon való matematikai meghatározása, valamint a háti (thoracic kyphosis) és ágyéki lordosis szög (lumbalis lordosis) értékek meghatározása. Ezeket a következő matematikai módszerek segítségével határoztuk meg:

- Fourier illesztés (8. fejezet)
 - o Ötödfokú: inflexiós pontokba húzott érintők által bezárt szög segítségével
 - o Hetedfokú: inflexiós pontokba húzott érintők által bezárt szög segítségével
- Polinom illesztés (8. fejezet)
 - o Ötödfokú: inflexiós pontokba húzott érintők által bezárt szög segítségével
 - o Hetedfokú: inflexiós pontokba húzott érintők által bezárt szög segítségével
- Természetes spline illesztés (7. fejezet)
 - o Két pontra vett egyenes illesztések segítségével (szűrő alkalmazása)
 - o Legkisebb-négyzetek elvén alapuló egyenes illesztések (szűrő alkalmazása)
 - o Hagyományos szög meghatározás (csak Zebris esetén)

Az illesztési módszerek között több lényeges különbség is adódott. A Fourier illesztésnél az ötödfokú esetben kaptunk jól feldolgozható eredményeket ($R = 0,99$). Nagyobb fokszám esetén a mérési eredményekben fellépő zaj és egyéb – a mérés folyamatából adódó – pontatlanságok és az illesztés tulajdonságai miatt az illesztett görbe helyenként rezonál, ami fals inflexiós pontokat eredményez. Így az azokba húzott érintők által bezárt szögek nem megbízhatóak. Ez a hiba a Zebris által mért adatokon gyakrabban jelentkezik, mivel ennél a mérőrendszerrel vezető görgők a gerinc két oldalán nem találhatóak.

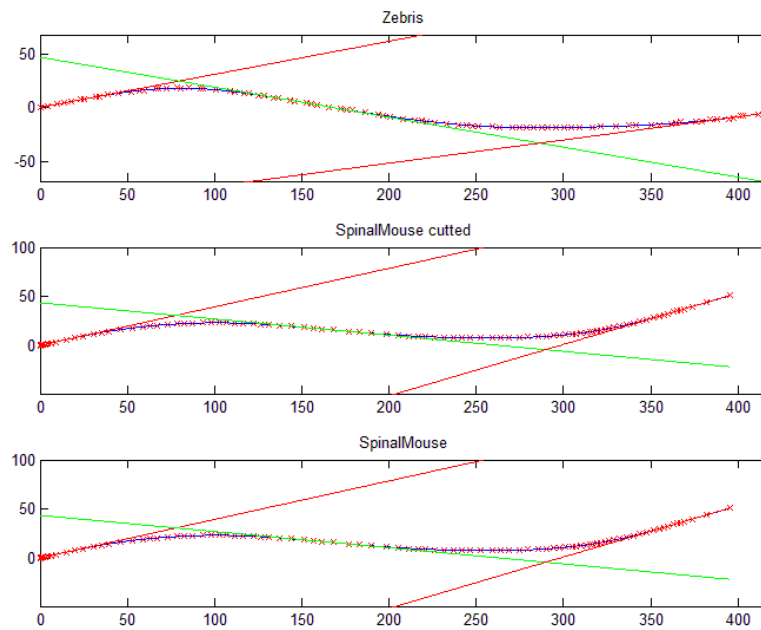
Polinom illesztés esetén nem fordult elő rezonancia, viszont az illesztés kevésbé adott pontos eredményt ($R = 0,95$), és a gerinc végpontjainál torzulás figyelhető meg.

A természetes spline illesztés, mivel interpolációról beszélünk, így alakjában pontos eredményeket szolgáltat. Hátránya, hogy a további feldolgozása nehéz, mivel csak szakaszonként ismerjük az interpolációs görbe egyenletét.

A különböző módszerekkel kapott szögértékeket egy konkrét mintán (páciensen) mutatjuk be, mind Zebris, mind pedig GerincEgér esetén. Összesen 13 képi eredmény tartozik egy mintához, 7 Zebris-es és 6 GerincEgeres, hiszen a GerincEgér esetében nem áll rendelkezésre konkrétan a csigolyák lokális elhelyezkedése, így annál hagyományos módszerrel nem számíthatóak a szögértékek.

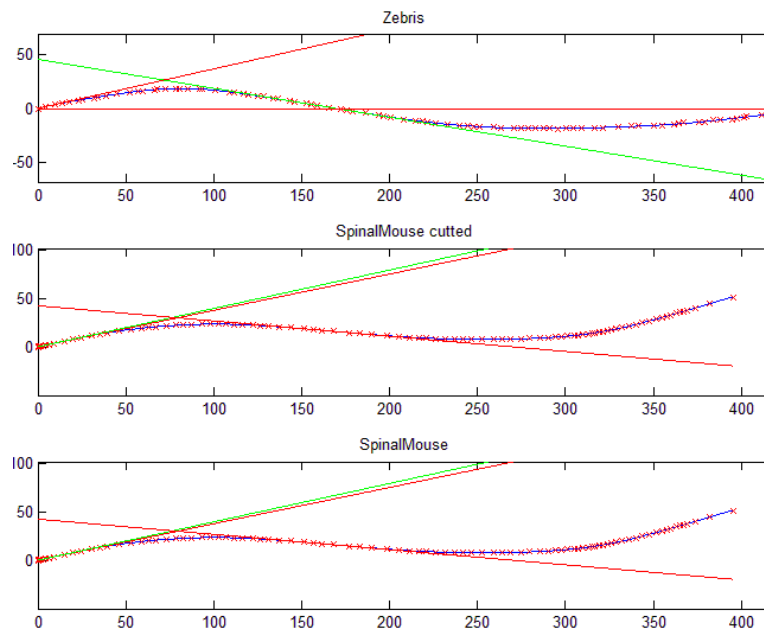
A kiválasztott minta képi eredményeinek bemutatása

Mindkét adatfelvevő módszer (Zebris, GerincEgér) esetén az ötöd- és hetedfokú Fourier görbe illesztést a 42. ábra 43. ábra szemlélteti. A SpinalMouse „cutted” esetében az adatfelvevő módszerek jobb összehasonlíthatóságának érdekében a nyaki szakasznál lévő adatok levágásra kerültek, mert a Zebris módszer a nyaki részt nem vizsgálja.



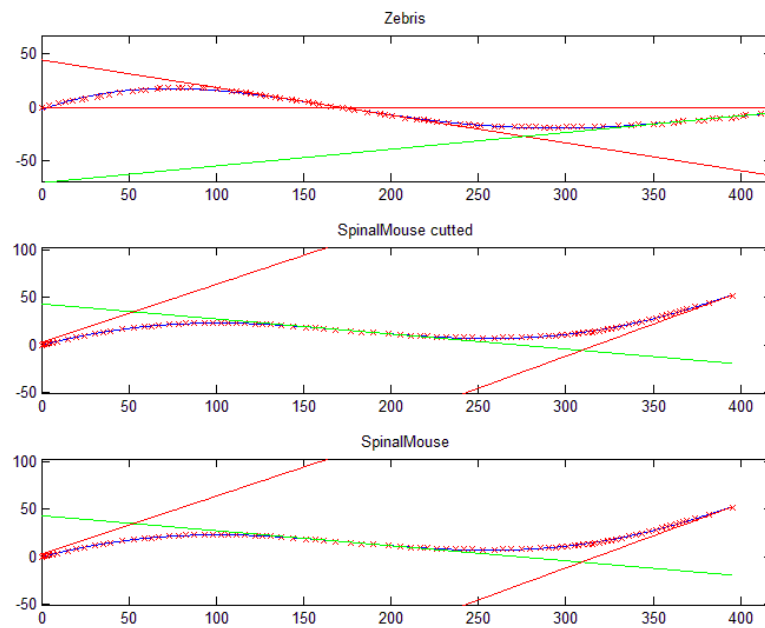
42. ábra: Ötödfokú Fourier görbe illesztés

A 43. ábra mutatja be, hogy a Fourier illesztés nem minden esetben szolgáltat jó eredményeket. Ez az ötödfokú és hetedfokú Fourier görbe illesztésre egyaránt igaz.



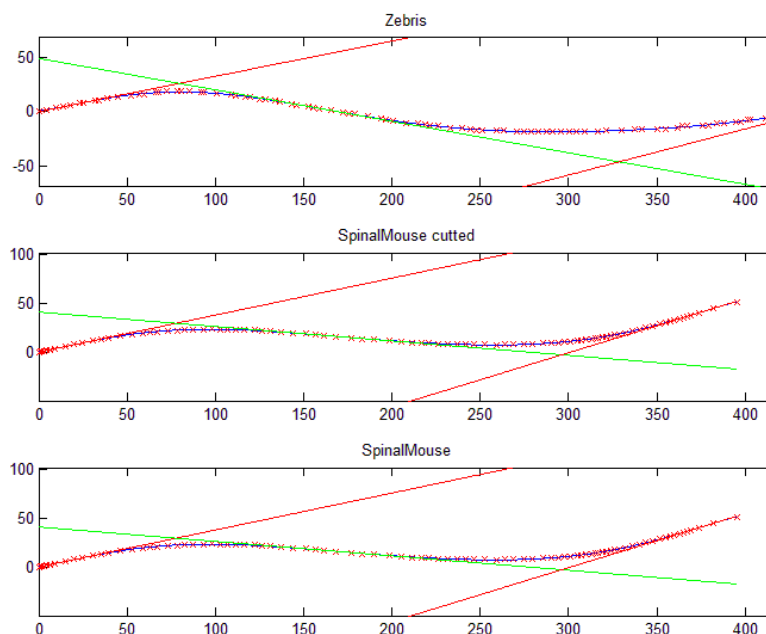
43. ábra: Hetedfokú Fourier görbe illesztés

Mindkét adatfelvevő módszer (Zebris, GerincEgér) esetén az ötöd- és hetedfokú polinom görbe illesztést az alábbi 44. ábra és 45. ábra szemlélteti. A SpinalMouse „cutted” esetében, csakúgy, mint az Fourier görbe illesztésnél a nyaki szakasznál lévő adatok levágásra kerültek.



44. ábra: Ötödfokú polinom görbe illesztés

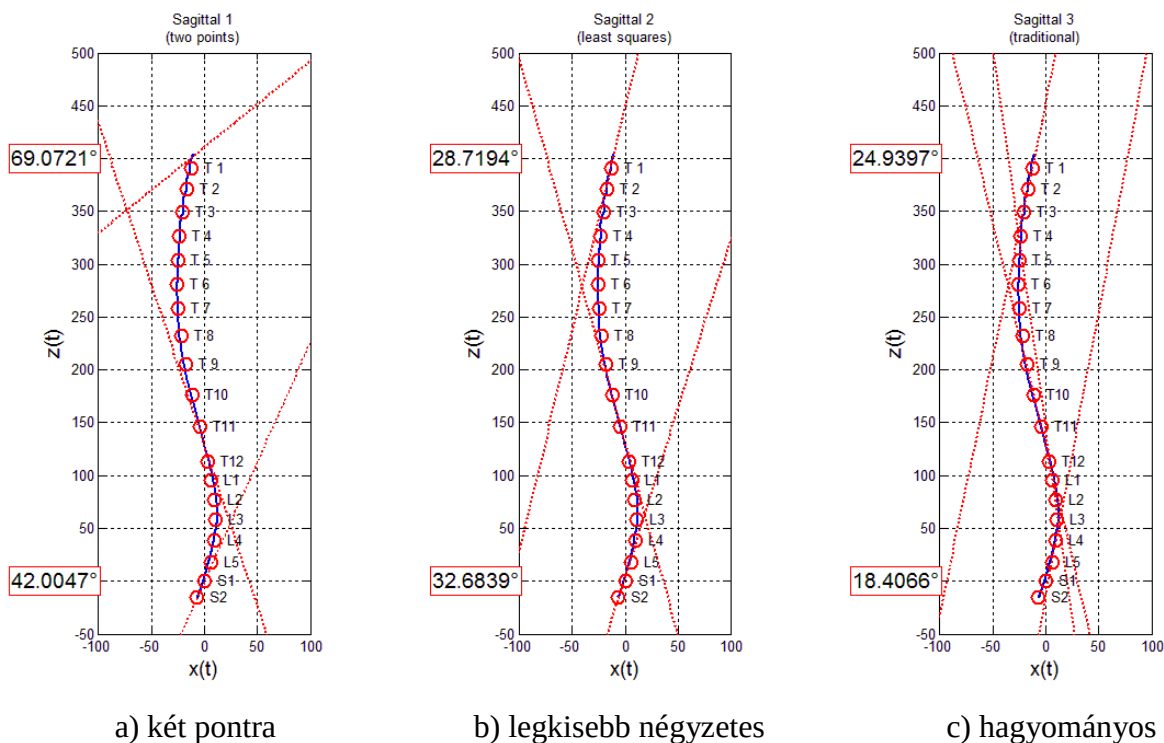
A 44. ábrán szintén látható, hogy polinom illesztés esetében sem kapunk minden esetben jó megoldást. Általánosságban igaz, hogy minél nagyobb a polinom fokszáma, annál pontosabban illeszthető a görbe az adott ponthalmazra.



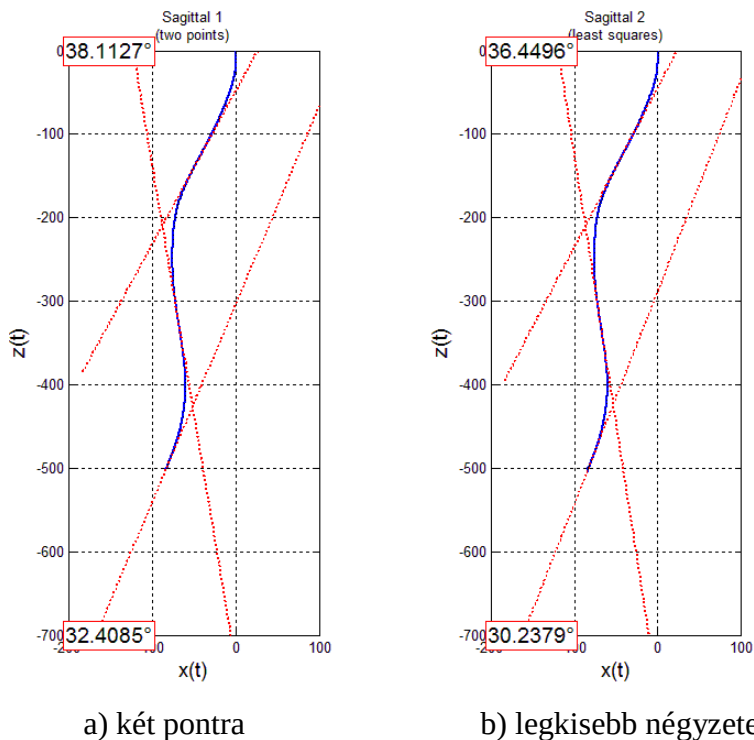
45. ábra: Hetedfokú polinom görbe illesztés

Természetes spline illesztés esetében interpolációról beszélünk. Így a görbe pontosan illeszkedik a mérési adatokra. Minden minta esetén az eredmények már ránézésre is megfelelőek, hiszen az érintők kereséséhez a szűrőt néhány minta segítségével előzetesen

kalibráltuk. A 46. és 47. ábrákon a bemutatásra kiválasztott minta esetében a Zebris-es (46. ábra) és GerincEgeres (47. ábra) eredmények láthatók.



46. ábra: Zebris-es adatokra illesztett spline a különböző szögmeghatározási módokkal



47. ábra: GerincEgeres adatokra illesztett spline a különböző szögmeghatározási módokkal

A fentiek alapján elmondható, hogy a Fourier és polinom illesztés sok esetben nem ad megfelelő pontosságú eredményeket. Ugyanakkor egy jól kalibrált szűrőbeállításnál a természetes spline minden esetben jó megoldást szolgáltatott.

10. Eredmények statisztikai értékelése

Jelen dolgozatban különböző matematikai módszerek (9.2. fejezet) alkalmazásával 184 páciens gerincadatait dolgoztuk fel. Mind a 184 vizsgált alany esetén rendelkezésre állt a gerincegérrel felvett gerincadatok, viszont csak 75 személy esetén állt rendelkezésünkre a Zebris ultrahang-alapú mérőrendszerrel felvett adatok. Mindkét rendszer esetében az adatok csak egyszer lettek felvéve, így az adott rendszer megbízhatóságát nem, csak a két rendszer által mért adatok összehasonlítását tudjuk elvégezni.

A háti és ágyéki gerincszakaszokhoz tartozó (háti kyphosis és lumbalis lordosis) szög értékeket különböző matematikai módszerekkel határoztuk meg, így azokon a statisztikai értékelés végrehajtható, melynek köszönhetően az egyes matematikai eljárások megbízhatósági szintjei meghatározhatók és hitelesíthetők.

A 9.2. fejezet röviden bemutatja a különböző alkalmazott matematikai módszereket az érintő egyenesek meghatározásához. Ezek közül az eredmények azt mutatták, hogy az ötödfokú Fourier görbe illesztés, valamint a legkisebb négyzetek elvének alkalmazása célszerű. A többi esetben a gerincadat-felvételi zajok az eredményeket nagyban befolyásolják és eltorzítják, az alkalmazott közelítő görbe illesztése megfelelő számú és/vagy helyzetű inflexiós pontok hiányában számos esetben nem ad megbízható eredményeket. Az előbbi esetre kitűnő példa a polinom illesztés. Számos olyan eset van, ahol az illesztett görbe szükséges és elégséges három helyett csak egy vagy adott esetben kettő vagy háromnál több inflexiós ponttal rendelkezik.

A nagyobb fokszámú polinomok esetén előfordul, hogy nem megfelelő helyen lokálisan kialakulnak inflexiós pontok. Ennek kiküszöbölhető egy alacsonyabb fokú polinom alkalmazása, viszont abban az esetben a determinációs együttható (R) értéke jelentősen csökkenne, azaz a közelítő függvény eltávolodna a pontthalmaztól. Erre jó példa a két pontra illesztett egyenes, és a hetedfokú Fourier-görbe. Két pontra illesztett egyenes esetén triviális, hogy a mérés zajának következtében az egymás után lévő pontok kis mértékben eltolódhatnak, melynek következtében fals érintők adódhatnak. Ez számos esetben tapasztalható volt. Hetedfokú Fourier-görbe illesztés esetén a mérési zajok okozta járulékos inflexiós pontok torzítják el az eredményeket.

A fent leírtak alapján a statisztikai elemzésekhez kizárólag az ötödfokú Fourier-görbe illesztési, valamint a legkisebb négyzetek elvén alapuló szög meghatározási megoldást vizsgáljuk.

Elsőként külön-külön a Zebris-sel és a GerincEgérrel mért adatok feldolgozott eredményeit értékeljük (ötödfokú Fourier-görbe és legkisebb négyzetes megoldás összehasonlítása), majd ezt követően összehasonlítjuk az említett mérőrendszerek által kapott eredményeket.

10.1. Zebris-es eredmények értékelése

A következőkben a 75 gerincadatot természetes spline illesztéssel és ötödfokú Fourier-görbe illesztéssel vizsgáljuk. A Zebris-el felvett gerincadatok esetén rendelkezésünkre állnak a gerinccsigolyák koordinátái is, így a hagyományos orvoslásban alkalmazott módszerrel kapható eredményeket is össze tudjuk hasonlítani a matematikai módszerekkel számított eredményekkel.

10.1.1. Kiszámú minta értékelése

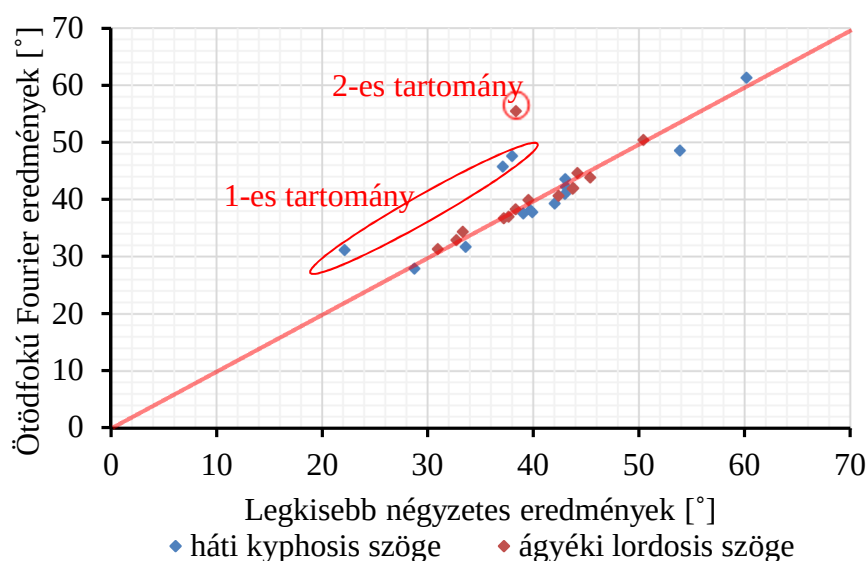
75 gerincadatot egy táblázatban bemutatni nem tudjuk, így 14 véletlenül kiválasztott személy gerincadatainak eredményeit mutatjuk be táblázatok és ábrák segítségével. 75 adat statisztikai kiértékelését is elvégezzük, majd összehasonlítjuk őket a 14 eredménnyel, mintegy feltételezve a „teljes” populációtól való eltérést. A 14 alanyhoz tartozó eredményeket az 1. táblázat tartalmazza.

1. táblázat: 14 alany Zebris-es eredményei a három módszerrel

	Ötödfokú Fourier módszer		Legkisebb négyzetes módszer		Hagyományos módszer	
	háti kyphosis szög [°]	ágyéki lordosis szög [°]	háti kyphosis szög [°]	ágyéki lordosis szög [°]	háti kyphosis szög [°]	ágyéki lordosis szög [°]
1	47,66	39,95	37,96	39,50	31,03	20,80
2	43,63	43,91	43,00	45,37	36,90	22,33
3	61,35	55,52	60,16	38,34	61,55	14,91
4	31,18	31,35	22,12	30,92	19,09	15,27
5	45,78	37,03	37,08	37,62	31,74	16,48
6	31,74	34,41	33,57	33,29	30,39	18,51
7	38,16	44,70	39,70	44,14	36,86	20,34
8	48,58	40,68	53,84	42,36	41,13	19,01
9	37,60	36,77	39,03	37,17	32,31	19,29
10	39,37	38,33	42,00	38,30	37,77	20,28
11	37,80	42,06	39,88	43,75	31,92	17,27
12	42,23	50,45	43,05	50,39	33,56	22,05
13	41,05	41,93	42,96	43,70	40,43	21,63
14	27,95	32,93	28,72	32,68	24,94	18,41

A 48. ábra a legkisebb négyzetes és az ötödfokú Fourier módszerrel kapott szögértékeket hasonlítja össze. Megfigyelhető, hogy négy pont kivételével igen hasonló eredmények adódtak a két módszer használatából. A 48. ábraán 1-es tartomány jelöli háti kyphosis szög esetén adódó jelentősebb eltéréseket, míg a 2-es tartomány jelöli az ágyéki lordosis szög

esetén adódó jelentősebb eltérést. Mindkét kategória esetében az ötödfokú Fourier módszer nagyobb szögértékeket adott.



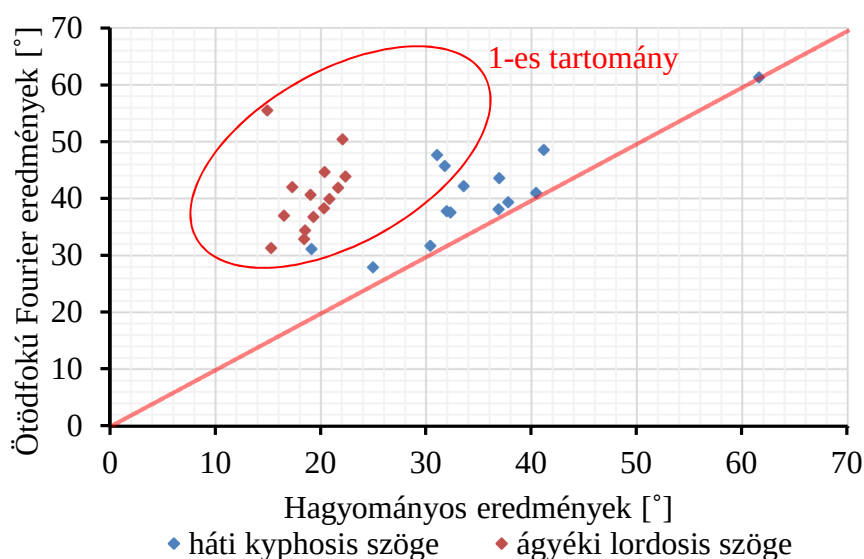
48. ábra: Legkisebb négyzetes és ötödfokú Fourier módszer eredményeinek összehasonlítása

2. táblázat: Legkisebb négyzetes és ötödfokú Fourier módszer által kapott

	híti kyphosis szög eltérések	ágyéki lordosis szög eltérések
Átlag	3,39°	1,97°
Szórás	3,33°	4,42°
CV	97,99	223,79
Minimum	0,62°	0,03°
Maximum	9,70°	17,18°
Várható érték megbízhatósági intervalluma normál eloszlás figyelembevételével	1,74°	2,31°
Várható érték megbízhatósági intervalluma Student-féle T-próba figyelembevételével	1,92°	2,55°
Student-féle párosított T-próbához kétszélű eloszlás esetén tartozó valószínűség	0,55	0,50
Pearson-féle korreláció	0,86	0,70

A híti kyphosis és ágyéki lordosis szögek statisztikai kiértékeléseket a 2. táblázat tartalmazza. Látható, hogy a híti kyphosis szögértékek tekintetében 3,39°, míg ágyéki lordosis szögértékek tekintetében 1,97°, így a várható érték megbízhatósági intervalluma Student-féle T-próba használatával 95%-os alsó és felső konfidencia intervallum határokkal a híti kyphosis szögérték vonatkozásában $3,39 \pm 1,92^\circ$, míg az ágyéki lordosis szögértékek vonatkozásában $1,97 \pm 2,55^\circ$. A korrelációkra kapott értékek a híti kyphosis esetén 0,86, míg az ágyéki lordosis

esetén 0,7. A 48. ábra jól szemlélteti, hogy négy alany tekintetében a különböző matematikai módszerek között szignifikáns eltérések adódtak.



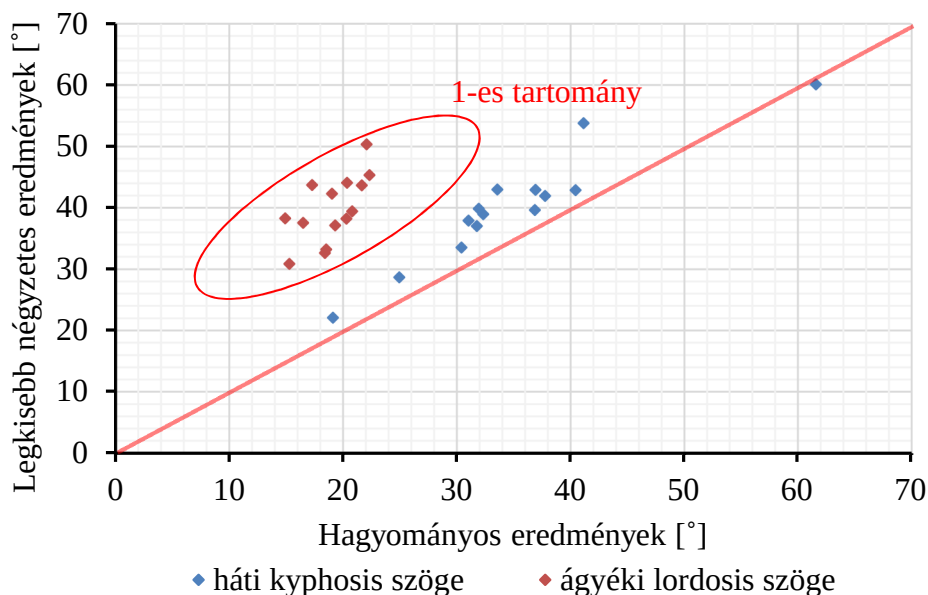
49. ábra: Hagyományos és ötödfokú Fourier módszer eredményeinek összehasonlítása

3. táblázat: Hagyományos és ötödfokú Fourier módszer által kapott

	háti kyphosis szög eltérések	ágyéki lordosis szög eltérések
Átlag	6,06°	21,68°
Szórás	5,26°	6,66°
CV	86,73	30,73
Minimum	0,20°	14,52°
Maximum	16,62°	40,61°
Várható érték megbízhatósági intervalluma normál eloszlás figyelembevételével	2,75°	3,49°
Várható érték megbízhatósági intervalluma Student-féle T-próba figyelembevételével	3,04°	3,85°
Student-féle párosított T-próbához kétszélű eloszlás esetén tartozó valószínűség	~ 0	~ 0
Pearson-féle korreláció	0,84	0,16

A 49. ábra a hagyományos és ötödfokú Fourier módszerrel kapott szög értékek összehasonlítását ábrázolja. Megfigyelhető, hogy a Fourier módszer által kapott eredmények minden esetben nagyobb értéket adnak, mint hagyományos módszerrel kapott eredmények. A 49. ábra alapján látható (1-es tartomány), hogy hagyományos módon számított eredményekkel összehasonlítva a közelítő függvénnyel kapott eredmények az ágyéki lordosis szögértékek nagyobb eltéréseket mutatnak, mint a háti kyphosis szögértékek. A 3. táblázatban

látható, hogy az eltérések megbízhatósági szintje a háti kyphosis szögérték esetén $6,06 \pm 3,04^\circ$, míg az ágyéki lordosis esetében $21,68 \pm 3,85^\circ$. A korrelációkra kapott értékek a háti kyphosis esetén 0,84, viszont az ágyéki lordosis esetén ez csak 0,16.



50. ábra: Hagyományos és legkisebb négyzetes módszer eredményeinek összehasonlítása

4. táblázat: Hagyományos és legkisebb négyzetes módszer által kapott

	háti kyphosis szög eltérések	ágyéki lordosis szög eltérések
Átlag	5,44 °	20,78 °
Szórás	3,12 °	4,34 °
CV	57,35	20,86
Minimum	1,39 °	14,28 °
Maximum	12,71 °	28,34 °
Várható érték megbízhatósági intervalluma normál eloszlás figyelembevételével	1,64 °	2,27 °
Várható érték megbízhatósági intervalluma Student-féle T-próba figyelembevételével	1,80 °	2,50 °
Student-féle párosított T-próbához kétszélű eloszlás esetén tartozó valószínűség	~ 0	~ 0
Pearson-féle korreláció	0,93	0,64

A 50. ábra a hagyományos és legkisebb négyzetek módszerrel kapott szög értékek összehasonlítását mutatja be. Megfigyelhető, hogy a legkisebb négyzetek módszer által kapott eredmények minden esetben nagyobb értéket adnak, mint a hagyományos módszerrel kapott eredmények. A 50. ábra alapján látható (1-es tartomány), hogy a legkisebb négyzetes

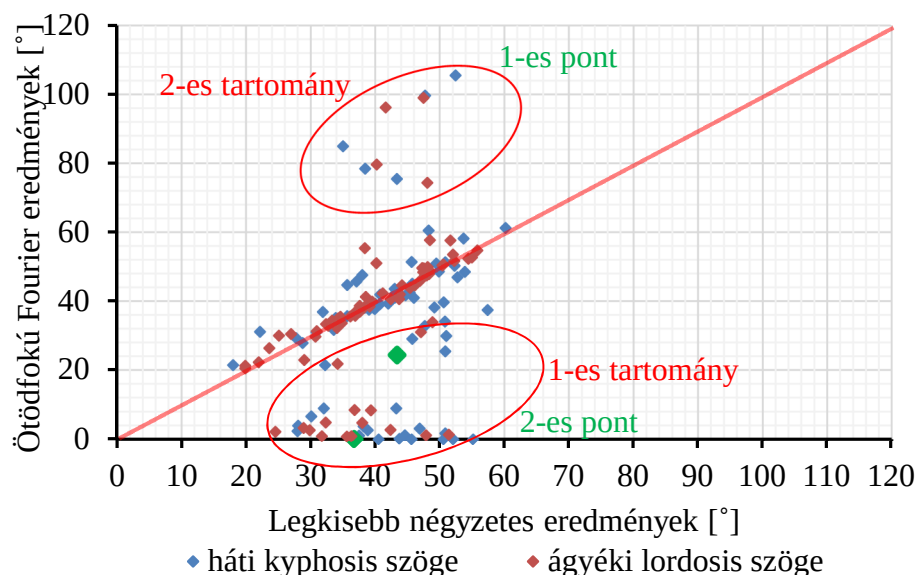
eredmények a hagyományos módszerrel eredményekkel összehasonlítva az ágyéki lordosis esetén nagyobb eltéréseket mutatnak, mint a háti kyphosis szögértékek. A 4. táblázatban látható, hogy az eltérések megbízhatósági szintje, mely a háti kyphosis esetén $5,44 \pm 1,80^\circ$, míg az ágyéki lordosis esetében $20,78 \pm 2,50^\circ$. A korrelációkra kapott értékek a háti kyphosis esetén 0,93, míg az ágyéki lordosis esetén ez 0,64.

10.1.2. Teljes minta értékelése

Az eredmények alapján az ötödfokú Fourier görbe illesztés számos esetben nem ad megfelelő érintőket, így a szögekre is torz értékeket kaptunk.

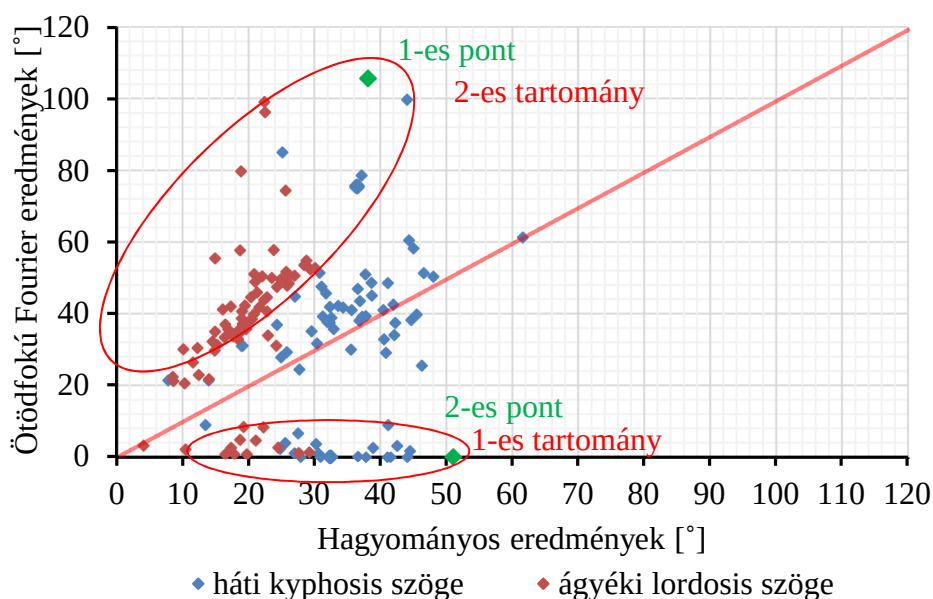
A 51. ábra a legkisebb négyzetes és az ötödfokú Fourier módszer eredményeinek összehasonlítása Zebris-es mérés esetén a teljes minta (75 alany) vonatkozásában látható. Megfigyelhető, hogy sok esetben közel azonos eredmény (piros vonal mentén) adódott, ugyanakkor számos esetben (1-es és 2-es tartomány) eredmények az ötödfokú Fourier görbére való érintő illesztés miatt teljesen rosszak.

A 51. ábraában feltüntetett 1-es és 2-es pont legkisebb négyzetes eredményei az 53/a. és 54/a. ábrákön láthatók. Látható, hogy a legkisebb négyzetes megoldás mindkét esetben közelítően kielégítő eredményt szolgáltatott, azaz következésképpen a Fourier görbe illesztés adott nulla (2-es pont) illetőleg kimagaslóan magas (1-es pont) értékeket.

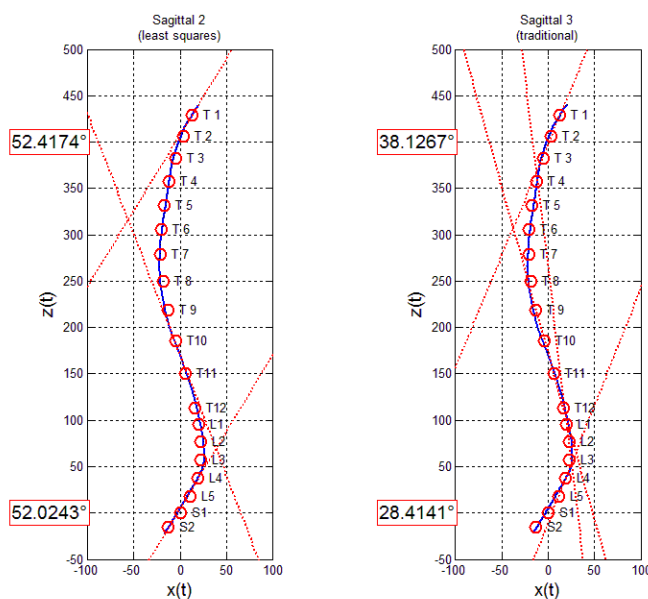


51. ábra: Legkisebb négyzetes és ötödfokú Fourier módszer eredményeinek összehasonlítása

Hasonló jelenség figyelhető meg a 52. ábrán is azzal a különbséggel, hogy az eredmények szórása nagyobb. A Fourier módszerrel kapott eredmények a hagyományos módszerrel kapott eredményekhez viszonyítva többnyire nagyobb értéket adnak, elsősorban az ágyéki gerincszakasz esetében. Az 52. ábrán feltüntetett 1-es és 2-es pont hagyományos módszerrel kapott eredményei láthatók az 53/b. és 54/b. ábrákon. Észrevehető, hogy mindkét esetben az ágyéki szakaszhoz tartozó érintők nem megfelelő helyen vannak, a szögek a valós értékeknél kisebbek.



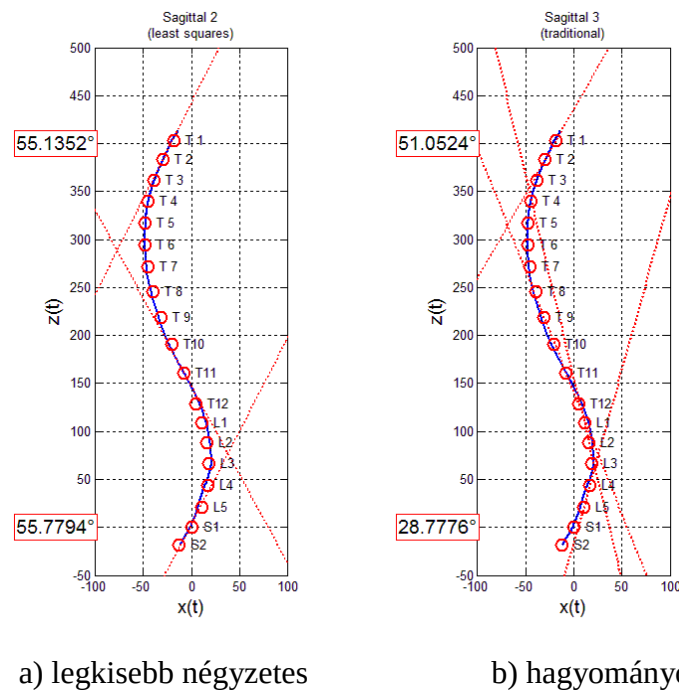
52. ábra: Hagományos és ötöd fokú Fourier módszer eredményeinek összehasonlítása



a) legkisebb négyzetes

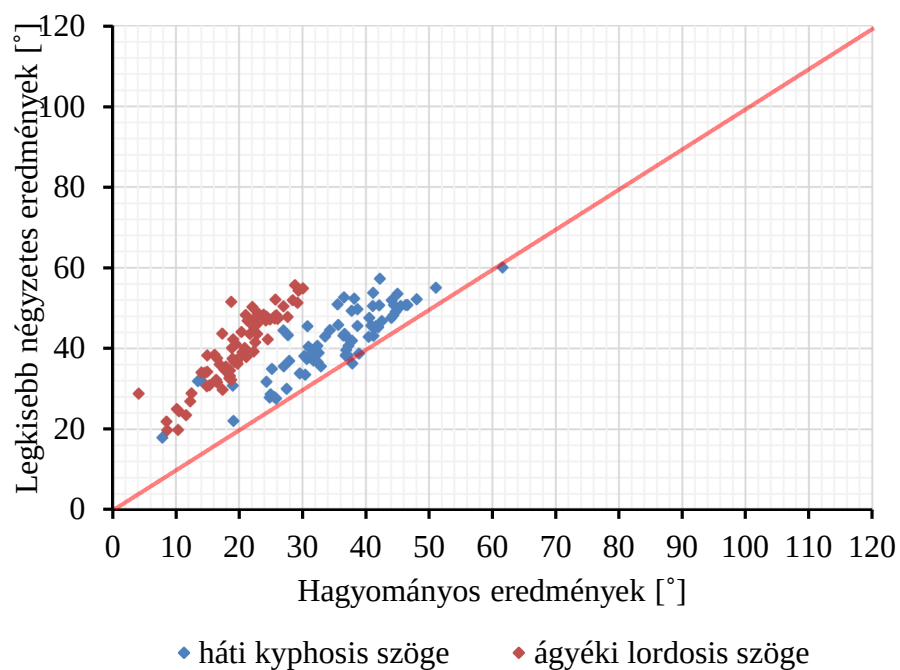
b) hagyományos

53. ábra: A 51. és 52. ábrán lévő 1-es pont eredményeinek bemutatása



54. ábra: A 51. és 52. ábrán lévő 2-es pont eredményeinek bemutatása

Az 55. ábrán a hagyományos és legkisebb négyzetes módszer eredményeinek összehasonlítása látható. Megfigyelhető, hogy az eredmények igen jó korrelációkat mutatnak. A legkisebb négyzetes megoldás eredményei nagyobbak, mint a hagyományos módszer által kapott eredmények. Ennek oka, hogy a hagyományos módszer esetében az érintők legtöbb esetben nincsenek megfelelő helyen (lásd 53/b. és 54/b. ábra), így kisebb szögek adódnak.



55. ábra: Hagományos és legkisebb négyzetes módszer eredményeinek összehasonlítása

Hagyományos és legkisebb négyzetes módszer által kapott eredmények eltéréseinek értékelését az 5. táblázat tartalmazza. Látható, hogy az eltérések megbízhatósági szintje a háti gerincszakasznál $7,26 \pm 1,05^\circ$, míg az ágyéki gerincszakasz esetében $20,10 \pm 1,04^\circ$. A korrelációkra kapott értékek a háti kyphosis esetén 0,86, míg az ágyéki gerincszakasz esetében 0,90.

5. táblázat: Hagományos és legkisebb négyzetes módszer által kapott eredmények eltéréseinek értékelése

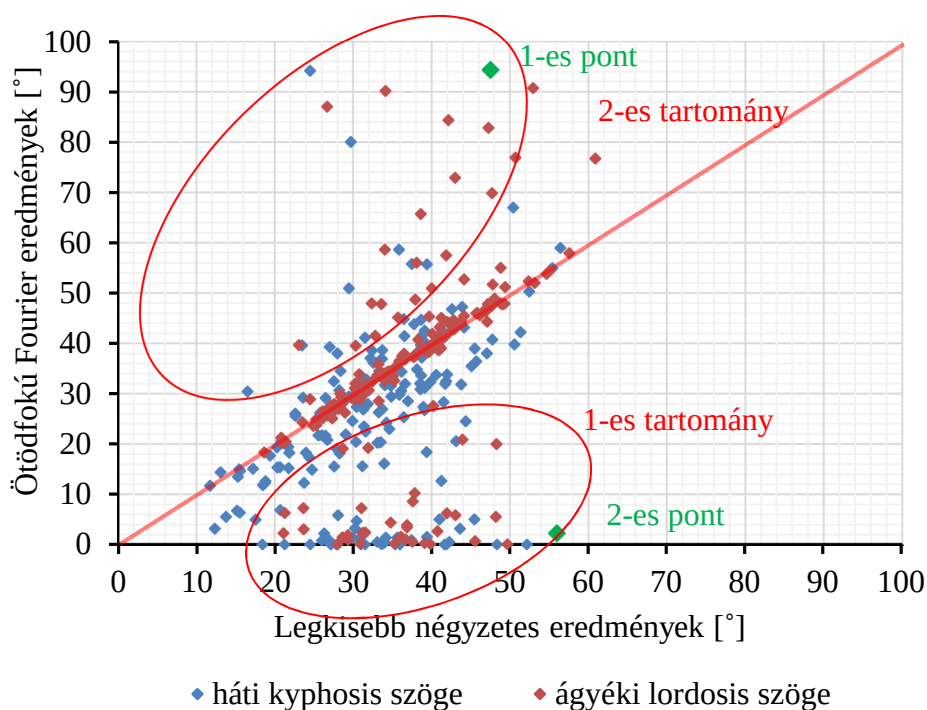
	háti kyphosis szög eltérések	ágyéki lordosis szög eltérések
Átlag	7,26 °	20,10 °
Szórás	4,56 °	4,51 °
CV	62,75	22,44
Minimum	0,08 °	9,57 °
Maximum	18,56 °	32,90 °
Várható érték megbízhatósági intervalluma normál eloszlás figyelembevételével	1,03 °	1,02 °
Várható érték megbízhatósági intervalluma Student-féle T-próba figyelembevételével	1,05 °	1,04 °
Student-féle párosított T-próbához kétszélű eloszlás esetén tartozó valószínűség	~ 0	~ 0
Pearson-féle korreláció	0,86	0,90

Az ötödfokú Fourier görbe illesztés esetén a 14 alanyból álló kisszámú minta eredményei lényegesen eltérnek a 75 alanyból álló teljes minta eredményeitől. A legkisebb négyzetek és a hagyományos módszer eredményeinek összehasonlításakor a Person-féle korrelációk értéke a kisszámú minta esetén 0,93 és 0,64-ra (háti és ágyéki szakasz), míg a teljes minta esetén 0,86 és 0,90, azaz az eltérés kedvező irányban történt.

10.2. GerincEgeres eredmények értékelése

GerincEgeres mérés esetében a gerincsigolyák koordinátái nem állnak rendelkezésünkre, így csak az ötödfokú Fourier és a legkisebb négyzetes módszer által kapott eredményeket tudjuk összevetni és értékelni. A dolgozatban 184 alany gerincadatait vizsgáltuk.

Az 56. ábrán a legkisebb négyzetes és az ötödfokú Fourier módszer eredményeinek összehasonlítása látható. Az 56. ábrán megjelölt 1-es és 2-es tartományban szögértékek lényeges eltérést mutatnak, ami a Fourier módszernek hibájának tulajdonítható. Jelen esetben is elmondható és megerősíthető az a tény – mint a Zebris-es mérés esetében is –, hogy a Fourier módszer nem minden esetben ad megfelelő érintőket (ha egyáltalán ad), így szögek sem megfelelőek.



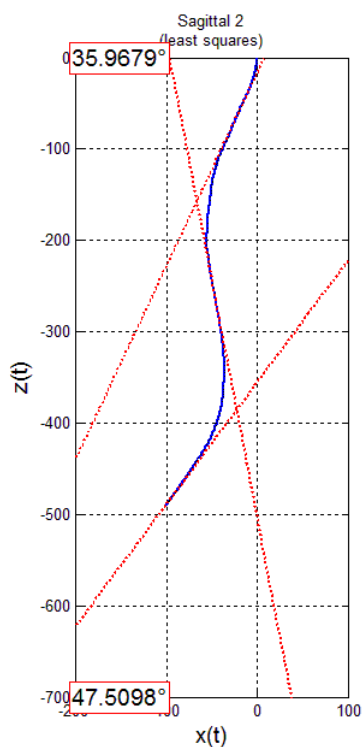
56. ábra: Legkisebb négyzetes és ötödfokú Fourier módszer eredményeinek összehasonlítása

Az 56. ábrán látható 1-es és 2-es pontok 57/a. és 57/b. ábrán látható eredményei demonstrálják: a legkisebb négyzetes módszerrel jó eredményeket kapunk, míg a Fourier görbe érintői és így szögei hibásak.

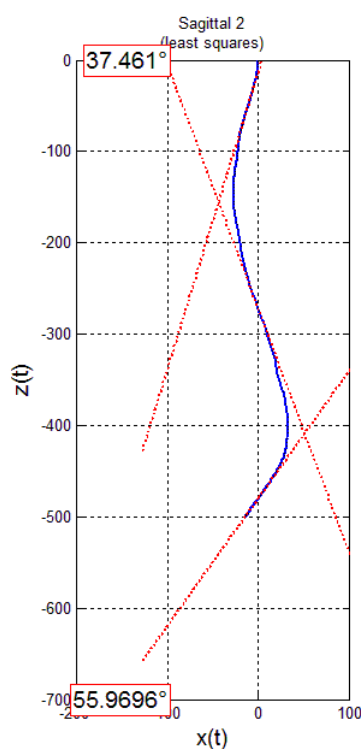
A 6. táblázatban a legkisebb négyzetes és az ötödfokú Fourier módszer által kapott eredmények eltéréseinek értékelése találhatóak. Az eltérések megbízhatósági szintje a háti kyphosis esetén $12,01 \pm 1,91^\circ$, míg az ágyéki lordosis esetében $9,95 \pm 2,16^\circ$. A korrelációkra kapott értékek a háti kyphosis esetén 0,36, míg az ágyéki lordosis esetében 0,47.

6. táblázat: Legkisebb négyzetes és ötödfokú Fourier módszer által kapott eredmények eltéréseinek értékelése

	háti kyphosis szög eltérések	ágyéki lordosis szög eltérések
Átlag	12,01 °	9,95 °
Szórás	12,89 °	14,62 °
CV	107,30	146,95
Minimum	0,00 °	0,00 °
Maximum	69,71 °	60,41 °
Várható érték megbízhatósági intervalluma normál eloszlás figyelembevételével	1,89 °	2,15 °
Várható érték megbízhatósági intervalluma Student-féle T-próba figyelembevételével	1,91 °	2,16 °
Student-féle párosított T-próbához kétszélű eloszlás esetén tartozó valószínűség	~ 0	0,03
Pearson-féle korreláció	0,36	0,47



a) 1-es pont



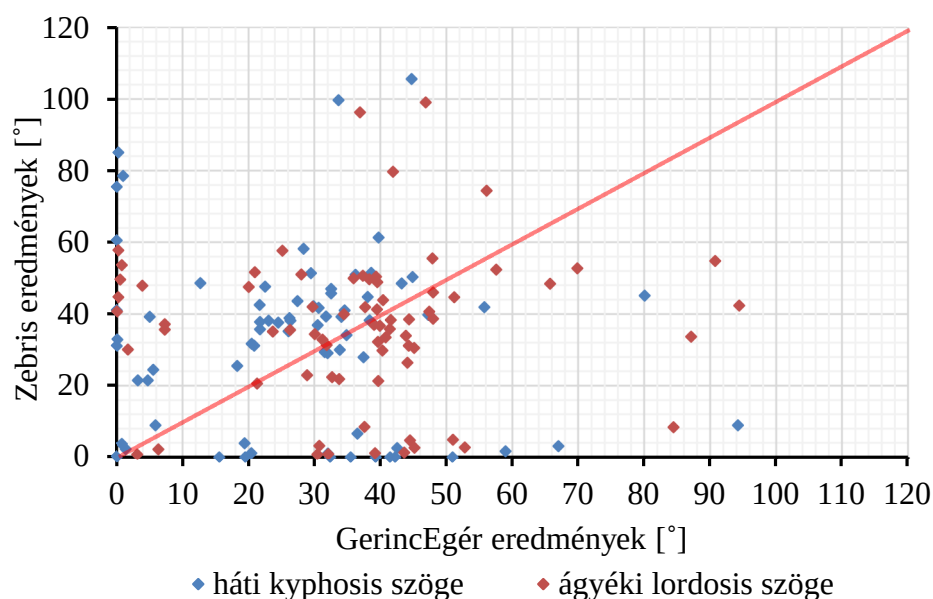
b) 2-es pont

57. ábra: Az 56. ábrán zöldel kiemelt pontok eredményeinek bemutatása

10.3. Zebris-es és GerincEgeres eredmények összehasonlítása

Jelen dolgozatnak nem feladata a mérési módszer megbízhatóságának vizsgálata. Cél a különböző matematikai módszerek eredményeinek összehasonlítása egy-egy alanyhoz tartozó egy-egy mérés alapján.

A mérések során 75 alany gerincadatait Zebris és GerincEger mérőrendszerek segítségével is rögzítettük. A gerinceger esetén a gerincsigolyák koordinátái nem állnak rendelkezésre, ezért a két különböző mérési módszer által kapott gerincadatok összehasonlításakor csak az ötödfokú Fourier és a legkisebb négyzetes módszer eredményei kerülnek értékelésre.



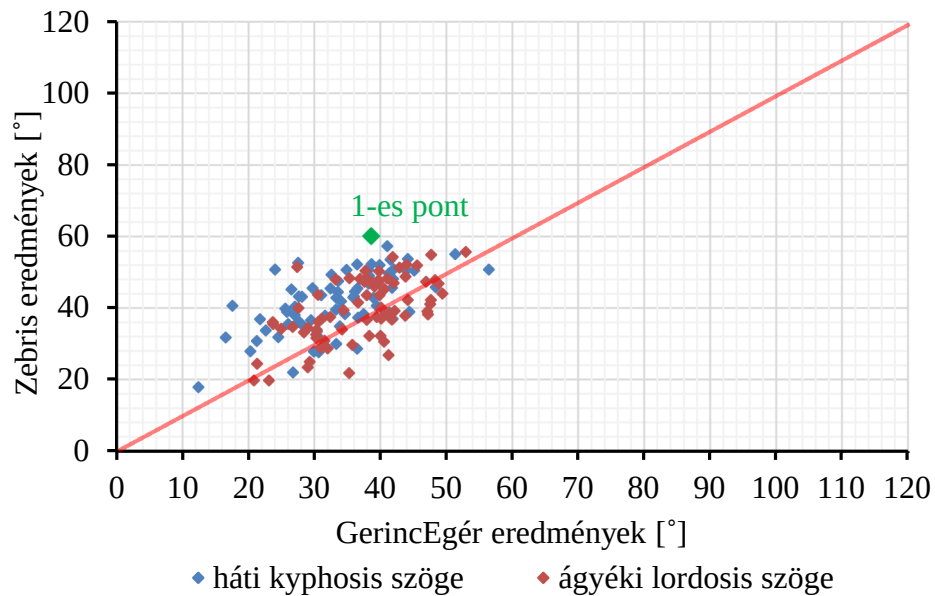
58. ábra: Mérőrendszerek összehasonlítása ötödfokú Fourier módszer alkalmazása esetén

Az 58. ábra a gerinceger és a Zebris mérőrendszerek mért adatainak összehasonlítását ötödfokú Fourier módszer alkalmazása esetén mutatja. A Fourier módszer jelen esetben sem ad megbízható eredményeket. Számos esetben a szög értékek nullához közli ad, valamint a piros vonal közelében is a szórás elfogadhatatlanul magas.

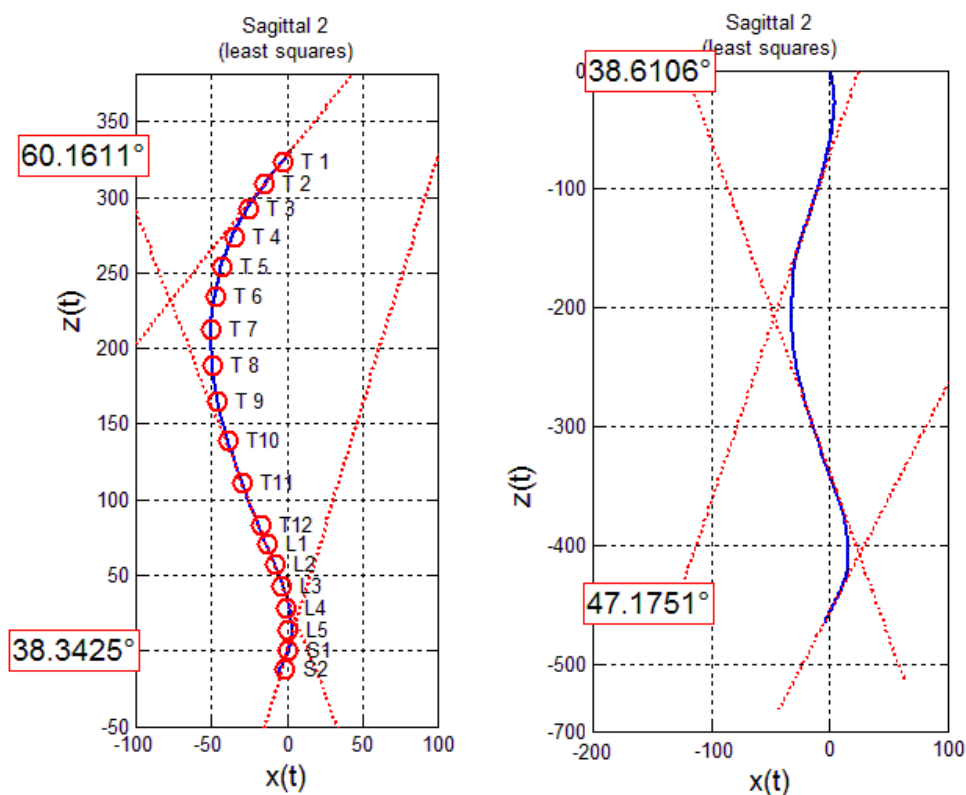
Az 59. ábrán a gerinceger és a Zebris mérőrendszerek mért adatainak összehasonlítása látható legkisebb négyzetes módszer alkalmazása esetén. Az eredmények az eddigiektől eltérő viselkedést mutatnak. Mind a háti kyphosis, mind pedig az ágyéki lordosis szögek esetében magas korreláció figyelhető meg.

Az 59. ábrán lévő 1-es pont kirajzolt eredményei az 60/a. és 60/b. ábrán láthatóak a Zebris-es illetve a gerincegeres adatokra vonatkozóan. A két gerincalak között már ránézésre is

jelentős eltérés van. Az eltérések elsősorban a gerincfelvételi eljárástól és annak pontosságától és megbízhatóságától függenek. A legkisebb négyzetek módszere esetén két ugyanolyan alakú görbére, bár eltérő adatpont sűrűségekkkel, de közel azonos megoldásoknak kell adódniuk.



59. ábra: Mérőrendszerek összehasonlítása legkisebb négyzetes módszer alkalmazása esetén



60. ábra: Az 59. ábrán feltüntetett, zölddel jelölt 1-es pont eredményeinek bemutatása

A 7. táblázat a Zebris-es és a GerincEgeres eredmények eltéréseinek értékelését tartalmazza a legkisebb négyzetes módszer alkalmazása esetén. A két mérési módszer közötti megbízhatósági szint a háti kyphosis $9,54 \pm 1,33^\circ$, míg az ágyéki lordosis esetében $6,46 \pm 1,01^\circ$. A korrelációkra kapott értékek a háti kyphosis esetén 0,61, míg az ágyéki lordosis esetében 0,60. A viszonylag nagy hibák a mérési módszerek nem megfelelő pontossága.

Összefoglalóan a különböző mérési módszerekből adódó különbségek (hibák) a háti kyphosis esetén akár $8-11^\circ$, az ágyéki lordosis esetén akár $5,5-7,5^\circ$.

7. táblázat: Zebris-es és GerincEgeres eredmények eltéréseinek értékelése a legkisebb négyzetes módszer alkalmazása esetén

	háti kyphosis szög eltérések	ágyéki lordosis szög eltérések
Átlag	$9,54^\circ$	$6,46^\circ$
Szórás	$5,80^\circ$	$4,41^\circ$
CV	60,79	68,25
Minimum	$0,84^\circ$	$0,02^\circ$
Maximum	$26,85^\circ$	$24,26^\circ$
Várható érték megbízhatósági intervalluma normál eloszlás figyelembevételével	$1,31^\circ$	$1,00^\circ$
Várható érték megbízhatósági intervalluma Student-féle T-próba figyelembevételével	$1,33^\circ$	$1,01^\circ$
Student-féle párosított T-próbához kétszélű eloszlás esetén tartozó valószínűség	~ 0	~ 0
Pearson-féle korreláció	0,61	0,60

10. Konklúzió

Jelen dolgozat célja a Zebris ultrahang-alapú gerincvizsgáló (WinSpine) és GerincEgér elektromágnes-alapú mérőrendszerek által felvett gerincadatok különböző matematikai módszerekkel való feldolgozásának összehasonlító elemzése. A vizsgálatok során interpolációs és közelítő függvények alkalmaztunk. Interpolációs függvényként természetes spline-t, míg közelítő függvényként ötöd- és hetedfokú Fourier görbét és polinomot alkalmaztunk. A vizsgálat tárgya a gerinc alakját leíró szögek, amelyek a görbék inflexiós pontjaiba húzott érintők egymással bezárt szögeinek pótszögeként definiálhatók. Az érintő egyeneseket interpolációs függvény alkalmazása esetén két pontra illesztett egyenessel vagy több pontra illesztett egyenessel (legkisebb négyzetek módszere) határoztuk meg.

Az eredmények azt mutatták, hogy az ötödfokú Fourier görbe és a legkisebb négyzetes megoldás kivételével a legtöbb esetben torz eredmény adódott (45. oldal). A statisztikai összehasonlító elemzésekhez e két módszer eredményeit használtuk. A statisztikai elemzéseket elvégeztük e két módszerrel kapott eredmények összehasonlításakor és a hagyományos szög-meghatározási módszerrel kapott eredményekkel is.

A statisztikai értékelés alapján elmondható, hogy míg az ötödfokú Fourier görbe illesztés számos esetben egyáltalán nem adott vagy fals eredményeket adott, addig a legkisebb négyzetes módszer minden esetben jó eredményeket adott. Ennek oka, hogy a forráskódban megírt érintőkeresési szűrő megfelelően lett kalibrálva. További előnye a legkisebb négyzetes módszernek, hogy a mérés során keletkező kisebb zajokat is szűri (10. fejezet).

A Zebris és GerincEgér rendszerrel mért eredmények összehasonlítása (azonos személyek esetén) azt mutatja, hogy a szögértékek a háti kyphosis esetén $8-11^\circ$ -kal, míg az ágyéki lordosis szögértéke $5,5-7,5^\circ$ -kal is eltérhetnek egymástól. A viszonylag nagy eltérést az alacsony korreláció – a háti kyphosis esetén 0,61; az ágyéki lordosis esetén 0,60 – is bizonyít. Javasoljuk, hogy az egymás utáni mérések során ugyanazt a mérőrendszert alkalmazzák (59. ábra, 7. táblázat, 56-57. oldal).

A statisztikai eredmények azt mutatják, hogy a legkisebb négyzetek módszere és hagyományos módszerrel kapott szögértékek között a korreláció a háti kyphosis esetén 0,86, míg az ágyéki lordosis esetén 0,90 (55. ábra, 5. táblázat, 51-52. oldal).

Köszönetnyilvánítás

Ezúton is szeretnénk megköszönni Dr. Kiss Rita Tanárnőnek és Dr. Tamás Péter Tanár Úrnak a Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem Mechatronika, Optika és Gépészeti Informatika Tanszék oktató és kutatóinak, hogy a dolgozat létrejöttéhez támogatásukkal, segítőkészségükkel és hasznos tanácsaikkal hozzájárultak.

Irodalomjegyzék

- [1] Sobotta J.: Az ember anatómiájának atlasza II., 2004
- [2] http://en.wikipedia.org/wiki/Anatomical_terminology#mediaviewer/File:Planes_of_Body.jpg
- [3] http://www.exponent.com/6dof_kinematic_spinal_simulator_biomed/, 2014.10.03
- [4] <http://anatomia.uw.hu/ora-017/ora-017.htm>, 2014.10.03
- [5] <http://omicsgroup.org/journals/JSPimages/2165-7939-2-138-g004.gif>, 2014.10.03
- [6] http://correctmyback.com/clients/231/images/scoliosis_ADAM.jpg, 2014.10.03
- [7] <http://www.bakerchiropractic.org/wp-content/uploads/2011/07/Forward-Head-Posture-Weight-of-Head.jpg>, 2014.10.03
- [8] <http://70sbig.com/wp-content/uploads/2012/07/hyperlordosis.jpg>, 2014.10.03
- [9] <http://synapse.koreamed.org/ArticleImage/1089JKSS/jkss-20-156-g001-l.jpg>, 2014.10.03
- [10] <http://gerinces.hu/2012/11/15/a-gerinc-diagnosztikaja/>, 2014.10.03
- [11] Drajkó A., J. Kocsis Á., Tamás P., Antal Á.: „Analyzing spinal deformities by spatial data extracted from computer generated Moiré images”, *Biomechanica Hungarica*, VI. évfolyam, 1. szám, 323-329. oldal
- [12] Barrett E., McCreesh K., Lewis J.: „Intrarater and interrater reliability of the flexicurve index, flexicurve angle, and manual inclinometer for the measurement of thoracic kyphosis”, *Rehabilitation Research and Practice*, 1-7. oldal, 2013
- [13] Lewis J., Valentine R.: „Clinical measurement of the thoracic kyphosis. A study of the intra-rater reliability in subjects with and without shoulder pain”, *BMC Musculoskeletal Disorders*, 11. évfolyam, 39. szám, 1-7. oldal, 2010
- [14] <http://posturemovementpain.files.wordpress.com/2014/07/20140719-081739-29859832.jpg?w=625&h=390&crop=1>, 2014.10.15
- [15] <http://www.quantumtmt.com/instructions.html>, 2014.10.15
- [16] <http://ogk.hu/tevekenyseg/betegtajekoztatas/a-gerincrol-altalaban/a-gerinc-biomechanikaja/>, 2014.10.15

- [17] Pearcy M. J., Hindle R. J.: „New method for the non-invasive three dimensional measurement of human back movement”, *Clinical Biomechanics*, 4. évfolyam, 73-79. oldal, 1989
- [18] <http://www.chinesport.com/catalogue/diagnostics/other-diagnostic-tools/01706-d-osulado-arcometer/>, 2014.10.17
- [19] Mannion F. A., Knecht K., Balaban G., Dvorak J., Grob D.: „A new skin-surface device for measuring the curvature and global and segmental ranges of motion of the spine: reliability of measurements and comparison with data reviewed from the literature”, *European Spine Journal*, 13. évfolyam, 122-136. oldal, 2004
- [20] Vrtovec T., Pernus F., Likar B.: „A review of methods for quantitative evaluation of spinal curvature”, *European Spine Journal*, 18. évfolyam, 593-607. oldal, 2009
- [21] Ripani M., Di Cesare A., Giombini A., Agnello L., Fagnani F., Pigozzi F.: „Spinal curvature: comparison of frontal measurements with the Spinal Mouse and radiographic assessment”, *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 48. évfolyam, 1-7. oldal, 2008
- [22] Kiss Rita: „Biomechanikai modellezés”, *Gyermekek gerincvizsgálata ultrahang-alapú mozgásvizsgáló rendszerrel* fejezete, TERC kiadó, 2012.
- [23] Takács M., Rudner E., Nagy I., Jurák M., M. Kiss R., Kocsis L.: „The new processing of the results of examinations made with Zebris WIN-SPINE spine-measuring method and its validation”, *Biomechanica Hungarica*, 6. évfolyam, 1. szám, 29-37. oldal,
- [24] <http://www.champworldwide.com/uploads/Image/new%20ladies%20pix/Ladies%20Clinic/spinal.jpg>, 2014.10.20
- [25] <http://www.rollingball.ie/wp-content/uploads/2014/02/spinalmouse-img.jpg>, 2014.10.20
- [26] M. Kiss R.: „Verification of determining the curvatures and range of motion of the spine by electromechanical-based skin-surface device”, *Periodica Polytechnica*, 52. évfolyam, 1. szám, 3-13. oldal, 2008
- [27] http://www.babywearingadvice.co.uk/pics/devel_spine.png, 2014.10.20
- [28] Bender Gy.: „Gerincbetegségekről”, *Golden Book Kiadó Kft.*, Budapest, 1999

- [29] Ibrahim A. Kapandji: „Az ízületek élettana”, III. kötet, Medicina Könyvkiadó, 2005
- [30] Balla Petra, Prommer Kata, Antal Ákos: „Digitális Moiré képek vizsgálata gerincferdüléssel betegek nyomán követésére”, Biomechanica Hungarica, VII. évfolyam, 1. szám

Ábrajegyzék

1. ábra: A gerinc részei [1]	4
2. ábra: A hát izmai [1].....	5
3. ábra: Emberi test síkjai [2]	6
4. ábra: Csigolyák vizsgálata in-vitro terheléssel [3]	7
5. ábra: Csigolya felépítése [4].....	8
6. ábra: Tipikus terhelés-elmozdulás diagram [5]	9
7. ábra: Gerincfejlődés az első egy évben [27].....	10
8. ábra: A gerinc szagittális szögvizsgálata [9]	11
9. ábra: A gerinc kóros és normális alakja [6].....	12
10. ábra: Funkcionális scoliosis [28]	133
11. ábra: Struktúrális scoliosis négy leggyakoribb fajtája [28]	14
12. ábra: Hyperkyphosis [7]	15
13. ábra: Hyperlordosis [8].....	15
14. ábra: Gerincröntgen kép [10]	16
15. ábra: A röntgen készülék és a röntgenfilmen megállapítható elváltozások [10]	17
16. ábra: Az MRI készülék és az általa diagnosztizált elváltozások [10].....	17
17. ábra: Az MRI készülék és az általa diagnosztizált elváltozások [10].....	18
18. ábra: Moiré módszer szemléltetése [11].....	19
19. ábra: Flexicurve használata [12].....	19
20. ábra: Inclinométer (dőlésmutató műszer) alkalmazása [13].....	20
21. ábra: Debrunner-féle kyphometer [14].....	20
22. ábra: Goniométer (szögmérő) alkalmazása [15].....	21
23. ábra: 3SPACE rendszer [17]	21
24. ábra: Arcométer használata [18].....	22
25. ábra: A gerincegér [24].....	23
26. ábra: A gerincegérral történő vizsgálat [25].....	23
27. ábra: Zebris-es vizsgálat folyamata [22, 23]	24
28. ábra: A feladat lépéseit bemutató folyamatábra	28
29. ábra: Bemenő adatokat tartalmazó fájl kiterjesztésének megadása.....	30

30. ábra: Adatfelvételi módszer megadása	30
31. ábra: Bemenő fájlok könyvtárának kiválasztása	31
32. ábra: Kimenő fájlok könyvtárának megadása	31
33. ábra: XY adatainak feldolgozása és mentése megtörtént	32
34. ábra: Táblázatkezelőben való megjelenés	32
35. ábra: 3D-s megjelenítés az egyes gerincsigolyák jelölésével	33
36. ábra: GerincEgeres adatok feldolgozott eredménye	33
37. ábra: Zebris-es adatok feldolgozott eredménye	34
38. ábra: Illesztett görbe és érintők	41
39. ábra: Illesztett görbe és hagyományos módon számított egyenesek	41
40. ábra: Illesztett görbe és hagyományos módon számított egyenesek	42
41. ábra: Eredmények megjelenítése különböző módszerekkel mért adatok esetén	42
42. ábra: Ötödfokú Fourier görbe illesztés	45
43. ábra: Hetedfokú Fourier görbe illesztés	45
44. ábra: Ötödfokú polinom görbe illesztés	46
45. ábra: Hetedfokú polinom görbe illesztés	46
46. ábra: Zebris-es adatokra illesztett spline a különböző szögmeghatározási módokkal	47
47. ábra: GerincEgeres adatokra illesztett spline a különböző szögmeghatározási módokkal	47
48. ábra: Legkisebb négyzetes és ötödfokú Fourier módszer eredményeinek összehasonlítása	52
49. ábra: Hagományos és ötödfokú Fourier módszer eredményeinek összehasonlítása	53
50. ábra: Hagományos és legkisebb négyzetes módszer eredményeinek összehasonlítása	54
51. ábra: Legkisebb négyzetes és ötödfokú Fourier módszer eredményeinek összehasonlítása	55
52. ábra: Hagományos és ötödfokú Fourier módszer eredményeinek összehasonlítása	56
53. ábra: A 51. és 52. ábrán lévő 1-es pont eredményeinek bemutatása	56
54. ábra: A 51. és 52. ábrán lévő 2-es pont eredményeinek bemutatása	57
55. ábra: Hagományos és legkisebb négyzetes módszer eredményeinek összehasonlítása	57
56. ábra: Legkisebb négyzetes és ötödfokú Fourier módszer eredményeinek összehasonlítása	59
57. ábra: Az 56. ábrán zöldel kiemelt pontok eredményeinek bemutatása	60
58. ábra: Mérőrendszerek összehasonlítása ötödfokú Fourier módszer alkalmazása esetén	61
59. ábra: Mérőrendszerek összehasonlítása legkisebb négyzetes módszer alkalmazása esetén	62

60. ábra: Az 59. ábrán feltüntetett, zölddel jelölt 1-es pont eredményeinek bemutatása 62

Táblázatjegyzék

1. táblázat: 14 alany Zebris-es eredményei a három módszerrel.....	51
2. táblázat: Legkisebb négyzetes és ötödfokú Fourier módszer által kapott	52
3. táblázat: Hagyományos és ötödfokú Fourier módszer által kapott.....	53
4. táblázat: Hagyományos és legkisebb négyzetes módszer által kapott.....	54
5. táblázat: Hagyományos és legkisebb négyzetes módszer által kapott eredmények eltéréseinek értékelése	58
6. táblázat: Legkisebb négyzetes és ötödfokú Fourier módszer által kapott eredmények eltéréseinek értékelése	60
7. táblázat: Zebris-es és GerincEgeres eredmények eltéréseinek értékelése a legkisebb négyzetes módszer alkalmazása esetén.....	63