A mozgásszervi rendszer elváltozásainak térbeli megjelenítése és elemzése

Egyetemi doktori értekezés

Dr. Somoskeöy Szabolcs István

Pécsi Tudományegyetem Általános Orvostudományi Kar
Klinikai Orvostudományok Doktori Iskola
Iskolavezető: Dr. Kovács L. Gábor
Mozgásszervi Klinikai Tudományok Doktori Program
Programvezető: Dr. Than Péter
Témavezető: Dr. Than Péter

Pécs

2017

Az értekezés megvalósítását a Nemzeti Kutatási, Fejlesztési és Innovációs Hivatal
"Stratégiai K+F műhelyek kiválósága" (GINOP-2.3.2-15) programjában nyertes,
"3D nyomtatási és vizualizációs technológiákat alkalmazó interdiszciplináris kutatási, oktatási és fejlesztési központ kialakítása a Pécsi Tudományegyetemen" (GINOP-2.3.2-15-2016-00022), valamint
a "Kutatási infrastruktúra fejlesztése – nemzetköziesedés, hálózatosodás" (GINOP 2.3.3.) programjában nyertes,
"Sporttal kapcsolatos mozgásszervi elváltozások prevenciója, klinikai kezelése és rehabilitációja, a parasport orvosklinikai aspektusai" (GINOP-2.3.3-15-2016-00031) projekt támogatta.

TARTALOMJEGYZÉK

TARTALOMJEGYZÉK 2

RÖVIDÍTÉSEK JEGYZÉKE 5

1. BEVEZETÉS: MOZGÁSSZERVI ELVÁLTOZÁSOK TÉRBELI MEGJELENÍTÉSE KÉPALKOTÓ ELJÁRÁSOKKAL 6

1.1 KOMPUTER TOMOGRÁFIA 7

1.2 MÁGNESES MAGREZONANCIA KÉPALKOTÁS 8

1.3 ULTRAHANG-ALAPÚ MÓDSZEREK 10

1.4 SZTEREORADIOGRAFIKUS KÉPALKOTÓ ELJÁRÁSOK 10

1.4.1. PONT-ALAPÚ MÓDSZEREK 12

1.4.2. KONTÚR-ALAPÚ MÓDSZEREK 13

1.4.3. STATISZTIKAI ALAKZAT-ALAPÚ MÓDSZEREK 14

1.4.4. PARAMETRIKUS MÓDSZEREK 16

1.4.5. HIBRID MÓDSZEREK 18

1.5 AZ EOS 2D/3D BERENDEZÉS ÉS EOS TÉRBELI REKONSTRUKCIÓ 20

2. CÉLKITŰZÉSEK 25

2.1 AZ EOS 2D/3D VIZSGÁLAT ALKALMAZÁSA FELNŐTTKORBAN AZ ALSÓ VÉGTAGI ELVÁLTOZÁSOK TÉRBELI MEGJELENÍTÉSÉRE 25

2.2 AZ EOS 2D/3D VIZSGÁLAT ALKALMAZHATÓSÁGA TRAUMÁS ALSÓ VÉGTAGI ELVÁLTOZÁSOK POSZTOPERATÍV ELEMZÉSÉRE 26

2.3 AZ EOS 2D/3D VIZSGÁLAT KLINIKAI ALKALMAZÁSA A GERINCDEFORMITÁSOK PRE- ÉS POSZTOPERATÍV DIAGNOSZTIKÁJÁBAN 27

2.4 AZ EOS REKONSTRUKCIÓ ÉRTÉKELÉSE ÉS VALIDÁLÁSA A GERINCDEFORMITÁSOK TÉRBELI JELLEMZÉSÉBEN 27

AZ EOS REKONSTRUKCIÓ VALIDÁLÁSA A FRONTÁLIS ÉS SAGITTALIS SÍKÚ GÖRBÜLETEK JELLEMZÉSÉBEN 28

AZ EOS REKONSTRUKCIÓ HORIZONTÁLIS SÍKÚ VETÜLETI KÉPÉNEK ELEMZÉSE 28

2.5 AZ EOS REKONSTRUKCIÓRA ALAPULÓ VEKTOROS ÁBRÁZOLÁS ELEMZÉSE ÉS VALIDÁLÁSA A GERINCOSZLOP TÉRBELI JELLEMZÉSÉRE 29

A VEKTOR-ALAPÚ MEGJELENÍTÉS VALIDÁLÁSA A GERINCOSZLOP FRONTÁLIS ÉS SAGITTALIS SÍKÚ GÖRBÜLETEINEK JELLEMZÉSÉBEN 30

A VEKTOR-ALAPÚ ÁBRÁZOLÁS ALKALMAZÁSA A GERINCDEFORMITÁS PROGRESSZIÓJÁNAK KÖVETÉSÉBEN ÉS A MŰTÉTI KORREKCIÓ ÉRTÉKELÉSÉBEN 30

3. BETEGEK ÉS MÓDSZEREK 31

3.1 BETEGPOPULÁCIÓ ÉS A VIZSGÁLATI ELJÁRÁS MENETE 31

BETEGPOPULÁCIÓ A FELNŐTTKORI ALSÓVÉGTAGI VIZSGÁLATOKBAN 31

BETEGPOPULÁCIÓ A TRAUMÁS ALSÓVÉGTAGI ELVÁLTOZÁSOK POSZTOPERATÍV VIZSGÁLATÁBAN 31

BETEGPOPULÁCIÓ A TÉRBELI GERINCREKONSTRUKCIÓK VALIDÁLÁSI VIZSGÁLATÁBAN 32

BETEGPOPULÁCIÓ A GERINCDEFORMITÁS PROGRESSZIÓJÁNAK ÉS A MŰTÉTI KORREKCIÓ EREDMÉNYÉNEK ELEMZÉSÉBEN 32

3.2 A VIZSGÁLATI ELJÁRÁSOK MENETE 33

STANDARD ALSÓ VÉGTAG VIZSGÁLATI PROCEDÚRA 33

STANDARD TELJES GERINCOSZLOP VIZSGÁLATI PROCEDÚRA 34

KIEGÉSZÍTŐ LÉPÉSEK A GERINCDEFORMITÁSOK VALIDÁLÁSI VIZSGÁLATAIBAN 35

A VIZSGÁLATI PROCEDÚRÁKBAN ALKALMAZOTT STATISZTIKAI ANALÍZIS KÖRÜLMÉNYEI 35

3.3 AZ EOS TÉRBELI REKONSTRUKCIÓ 35
AZ ALSÓ VÉGTAG TÉRBELI REKONSTRUKCIÓJA 36
A GERINCOSZLOP TÉRBELI REKONSTRUKCIÓJA 39
3.4 AZ ALSÓ VÉGTAGI EOS REKONSTRUKCIÓ ALAPJÁN NYERT PARAMÉTEREK ÉRTÉKELÉSE 43
3.5 AZ EOS REKONSTRUKCIÓVAL NYERT FRONTÁLIS ÉS SAGITTALIS GÖRBÜLETI PARAMÉTEREK VALIDÁLÁSA 43
3.6 A GERINCOSZLOP VEKTOR-ALAPÚ TÉRBELI ÁBRÁZOLÁSA 44
A CSIGOLYÁKAT HELYETTESÍTŐ VEKTOR DEFINÍCIÓJA 45
KALIBRÁLT KOORDINÁTA-RENDSZER A VEKTORKOORDINÁTÁK MEGHATÁROZÁSÁHOZ 46
A VEKTORPARAMÉTEREK KISZÁMÍTÁSA 47
A GERINCOSZLOP GÖRBÜLETEINEK VEKTOR-ALAPÚ MÉRÉSI MÓDSZERE 49
3.7 A VEKTOR-ALAPÚ MEGJELENÍTÉS VALIDÁLÁSA, A GERINCDEFORMITÁS PROGRESSZIÓJÁNAK ÉS A MŰTÉTI KORREKCIÓ EREDMÉNYÉNEK ELEMZÉSE 53
A VEKTOR-ALAPÚ TÉRBELI PARAMÉTEREK VALIDÁLÁSA 53
A GERINCDEFORMITÁS PROGRESSZIÓJÁNAK ÉS A MŰTÉTI KORREKCIÓ EREDMÉNYÉNEK ELEMZÉSE VEKTORPARAMÉTEREK ALAPJÁN 53
4. EREDMÉNYEK 55
4.1 AZ EOS 2D/3D VIZSGÁLAT ALKALMAZÁSA FELNŐTTKORBAN AZ ALSÓ VÉGTAGI ELVÁLTOZÁSOK TÉRBELI MEGJELENÍTÉSÉRE 55
4.2 AZ EOS 2D/3D VIZSGÁLAT ALKALMAZHATÓSÁGA TRAUMÁS ALSÓ VÉGTAGI ELVÁLTOZÁSOK POSZTOPERATÍV ELEMZÉSÉRE 58
4.3 AZ EOS 2D/3D VIZSGÁLAT KLINIKAI ALKALMAZÁSA A GERINCDEFORMITÁSOK PRE- ÉS POSZTOPERATÍV DIAGNOSZTIKÁJÁBAN 61
4.4 AZ EOS REKONSTRUKCIÓ ÉRTÉKELÉSE ÉS VALIDÁLÁSA A GERINCDEFORMITÁSOK TÉRBELI JELLEMZÉSÉBEN 62
AZ EOS REKONSTRUKCIÓ VALIDÁLÁSA A FRONTÁLIS ÉS SAGITTALIS SÍKÚ GÖRBÜLETEK JELLEMZÉSÉBEN 62
AZ EOS REKONSTRUKCIÓ HORIZONTÁLIS SÍKÚ VETÜLETI KÉPÉNEK ELEMZÉSE 66
4.5 AZ EOS REKONSTRUKCIÓRA ALAPULÓ VEKTOROS ÁBRÁZOLÁS ELEMZÉSE ÉS VALIDÁLÁSA A GERINCOSZLOP TÉRBELI JELLEMZÉSÉRE 71
A VEKTOR-ALAPÚ MEGJELENÍTÉS VALIDÁLÁSA A GERINCOSZLOP FRONTÁLIS ÉS SAGITTALIS SÍKÚ GÖRBÜLETEINEK JELLEMZÉSÉBEN 74
A VEKTOR-ALAPÚ ÁBRÁZOLÁS ALKALMAZÁSA A GERINCDEFORMITÁS PROGRESSZIÓJÁNAK KÖVETÉSÉBEN ÉS A MŰTÉTI KORREKCIÓ ÉRTÉKELÉSÉBEN 79
5. MEGBESZÉLÉS 86
5.1 AZ EOS 2D/3D VIZSGÁLAT ALKALMAZÁSA FELNŐTTKORBAN AZ ALSÓ VÉGTAGI ELVÁLTOZÁSOK TÉRBELI MEGJELENÍTÉSÉRE 86
5.2 AZ EOS 2D/3D VIZSGÁLAT ALKALMAZHATÓSÁGA TRAUMÁS ALSÓ VÉGTAGI ELVÁLTOZÁSOK POSZTOPERATÍV ELEMZÉSÉRE 88
5.3 AZ EOS 2D/3D VIZSGÁLAT KLINIKAI ALKALMAZÁSA A GERINCDEFORMITÁSOK PRE- ÉS POSZTOPERATÍV DIAGNOSZTIKÁJÁBAN 90
5.4 AZ EOS REKONSTRUKCIÓ ÉRTÉKELÉSE ÉS VALIDÁLÁSA A GERINCDEFORMITÁSOK TÉRBELI JELLEMZÉSÉBEN 91
AZ EOS REKONSTRUKCIÓ VALIDÁLÁSA A FRONTÁLIS ÉS SAGITTALIS SÍKÚ GÖRBÜLETEK JELLEMZÉSÉBEN 91
AZ EOS REKONSTRUKCIÓ HORIZONTÁLIS SÍKÚ VETÜLETI KÉPÉNEK ELEMZÉSE 94
5.5 AZ EOS REKONSTRUKCIÓRA ALAPULÓ VEKTOROS ÁBRÁZOLÁS ELEMZÉSE ÉS VALIDÁLÁSA A GERINCOSZLOP TÉRBELI JELLEMZÉSÉRE 97
A VEKTOR-ALAPÚ MEGJELENÍTÉS VALIDÁLÁSA A GERINCOSZLOP FRONTÁLIS ÉS SAGITTALIS SÍKÚ GÖRBÜLETEINEK JELLEMZÉSÉBEN 98
A VEKTOR-ALAPÚ ÁBRÁZOLÁS ALKALMAZÁSA A GERINCDEFORMITÁS PROGRESSZIÓJÁNAK KÖVETÉSÉBEN ÉS A MŰTÉTI KORREKCIÓ ÉRTÉKELÉSÉBEN 100
6. AZ ÉRTEKEZÉS EREDMÉNYEINEK ÖSSZEFOGLALÁSA, AZ ÚJ EREDMÉNYEK JELENTŐSÉGE ... 103
6.1 AZ EOS 2D/3D VIZSGÁLAT ALKALMAZÁSA FELNŐTTKORBAN AZ ALSÓ VÉGTAGI ELVÁLTOZÁSOK TÉRBELI MEGJELENÍTÉSÉRE 103
6.2 AZ EOS 2D/3D VIZSGÁLAT ALKALMAZHATÓSÁGA TRAUMÁS ALSÓ VÉGTAGI ELVÁLTOZÁSOK POSZTOPERATÍV ELEMZÉSÉRE 103
6.3 AZ EOS 2D/3D VIZSGÁLAT KLINIKAI ALKALMAZÁSA A GERINCDEFORMITÁSOK PRE- ÉS POSZTOPERATÍV DIAGNOSZTIKÁJÁBAN 104

6.4 AZ EOS REKONSTRUKCIÓ ÉRTÉKELÉSE ÉS VALIDÁLÁSA A GERINCDEFORMITÁSOK TÉRBELI JELLEMZÉSÉBEN 105
AZ EOS REKONSTRUKCIÓ PARAMÉTEREINEK VALIDÁLÁSA A GERINCOSZLOP FRONTÁLIS ÉS SAGITTALIS SÍKÚ GÖRBÜLETEINEK JELLEMZÉSÉBEN 105
AZ EOS REKONSTRUKCIÓ HORIZONTÁLIS SÍKÚ VETÜLETI KÉPÉNEK ELEMZÉSE 105
6.5 AZ EOS REKONSTRUKCIÓRA ALAPULÓ VEKTOROS ÁBRÁZOLÁS ELEMZÉSE ÉS VALIDÁLÁSA A GERINCOSZLOP TÉRBELI JELLEMZÉSÉRE 106
A VEKTOR-ALAPÚ MEGJELENÍTÉS VALIDÁLÁSA A GERINCOSZLOP FRONTÁLIS ÉS SAGITTALIS SÍKÚ GÖRBÜLETEINEK JELLEMZÉSÉBEN 106
A VEKTOR-ALAPÚ ÁBRÁZOLÁS ALKALMAZÁSA A GERINCDEFORMITÁS PROGRESSZIÓJÁNAK KÖVETÉSÉBEN ÉS A MŰTÉTI KORREKCIÓ ÉRTÉKELÉSÉBEN 107

7. IRODALOMJEGYZÉK 108

8. AZ ÉRTEKEZÉS ALAPJÁUL SZOLGÁLÓ KÖZLEMÉNYEK 118

9. KÖSZÖNETNYILVÁNÍTÁS 120

I. MELLÉKLET: AZ ÉRTEKEZÉS TÉMÁJÁBAN MEGJELENT EGYÉB KÖZLEMÉNYEK I

II. MELLÉKLET: AZ ÉRTEKEZÉS TÉMÁJÁVAL KAPCSOLATOS IDÉZHETŐ ELŐADÁSKIVONATOK ... III

III. MELLÉKLET: AZ ÉRTEKEZÉS TÉMÁJÁVAL KAPCSOLATOS KONGRESSZUSI ELŐADÁSOK ÉS POSZTERBEMUTATÓK IV

IV. MELLÉKLET: AZ ÉRTEKEZÉS TÉMÁJÁVAL KAPCSOLATOS SZABADALOM IX

V. MELLÉKLET: AZ ÉRTEKEZÉS TÉMÁJÁBAN ELNYERT DÍJ IX

RÖVIDÍTÉSEK JEGYZÉKE

µm	mikrométer
2D	kétdimenziós, síkbeli
3D	háromdimenziós, térbeli
ALARA	As Low As Reasonably Achievable, az orvosdiagnosztikai sugárvédelem egyik alapelve
AO	Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen, a csonttörések klasszifikációs referenciája
AP	anterio-posterior
APV	apical vertebra, a frontális görbület csúcsponti csigolyája
AVR	apical vertebral rotation, az APV horizontális síkbeli rotációja
CE	Conformité Européenne, az Európai Gazdasági Térség termék-megfelelőségi jelölése
cm	centiméter
CR	computed radiography, foszforlemez-alapú, kiolvasóval kombinált radiológiai képalkotás
CT	Computed Tomography, komputer tomográfiás képalkotás
CT 3D	komputer tomográfiás volumetrikus térbeli rekonstrukció
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine, digitális képformátum szabvány
DLT	direct linear transformation
DR	digital/direct radiography, digitális detektor-alapú radiológiai képalkotás direkt kiolvasással
DTI	Diffusion Tensor Imaging, diffúziós tenzor képalkotás
HKS	hip-knee-shaft
ICC	intraclass correlation coefficient
IPS	interpedicular span, interpedicularis szakasz
IPS-L	jobbról balra lejtő interpedicularis szakasz
IPS-R	balról jobbra lejtő interpedicularis szakasz
LAT	oldalirányú
mm	milliméter
MRI	Magnetic Resonance Imaging, mágneses magrezonancia képalkotás
mtsai	munkatársai
NSCC	non-stereo-corresponding contour
NSCP	non-stereo-corresponding point
PACS	Picture Archiving and Communication System, digitális képarchiváló radiológiai rendszer
PCL	pedicular centroid left, baloldali pediculus középpont
PCR	pedicular centroid right, jobboldali pediculus középpont
SCP	stereo-corresponding point
SCS	Spinal Clip System, francia gerincimplantátum-gyártó cég
SD	standard deviáció
SSM	statistical shape model
SRS	Scoliosis Research Society
TFCC	Triangular Fibrocartilage Complex, háromszögletű rostos porc komplexum
UH	ultrahang

1. BEVEZETÉS: MOZGÁSSZERVI ELVÁLTOZÁSOK TÉRBELI MEGJELENÍTÉSE KÉPALKOTÓ ELJÁRÁSOKKAL

Az orvoslás kezdeteitől fogva, a mozgásszervi rendszer alkotórészeinek ábrázolása és elváltozásainak megértése kulcsszerepet játszott a vázrendszeri betegségek felismerésében és kezelésében. Ez a tevékenység évszázadokig az emberi testfelszínen megfigyelhető külső jegyek egyszerű leírásából állt, majd a XIX. század második felétől, az orvostudomány egyik legnagyobb hatású felfedezésével, a röntgensugárcső és röntgenernyő kifejlesztésével, több mint egy évszázadon keresztül szinte kizárólagosan az emberi test csontjainak kétdimenziós (2D) ábrázolásán alapult. A hagyományos röntgenfelvételek mind a mai napig alapvető diagnosztikai módszerként használatosak, azonban a múlt század 80-as éveitől kezdődően a mozgásszervi rendszer elemeinek és azok elváltozásainak három dimenzióban történő megjelenítése és elemzése is lehetővé vált. Az utóbbi két évtizedben a radiodiagnosztikai berendezések rohamos elterjedésével és a mögöttes műszaki és számítástechnikai háttér fokozatos fejlődésével a kétdimenziós MRI, CT és UH valamint a nukleáris medicina módszerek alkalmazása a mindennapi klinikai rutineljárások részévé vált. Ezzel párhuzamosan ugyanezen modalitásokra alapuló, térbeli, háromdimenziós (3D) vizsgálatok is kivívták helyüket a mozgászervi kórképek diagnosztikájában és kutatásában.

Ugyancsak a múlt század 80-as éveiben kezdődött a hagyományos röntgentechnikára alapuló sztereoradiografikus módszerek fejlesztése, amelyek jellemzően két- vagy többirányú röntgenfelvétel alapján, geometriai, matematikai és statisztikai módszerekkel állítanak elő a röntgenfelvételeken ábrázolódó 2D objektumokból 3D információt és térbeli megjelenítést. Ennek az irányzatnak egyik új és speciális modalitásával, az EOS 2D/3D berendezéssel és annak a mozgásszervi elváltozások térbeli megjelenítésében és elemzésében nyújtott előnyös tulajdonságaival foglalkozik értekezésem.

A bevezető fejezetben a képalkotó diagnosztikai módszerek közül a 3D vizsgálatra alkalmas eljárásokról és az új EOS 2D/3D rendszerről olvasható általános áttekintés.

1.1 Komputer tomográfia

Az első komputer tomográf 1972-es üzembehelyezése óta a technológia hatalmas fejlődésen ment keresztül, köszönhetően a beépített röntgencsövek (dual-source, rapid voltage switching tubusok és tápforrások), és a röntgendetektorok folyamatos tovább-fejlesztésének, valamint a számítástechnika általános fejlődésének. Ez mára a másodperc töredéke alatt történő képalkotást is lehetővé tevő spirál CT-k elterjedéséhez vezetett [1].

A háromdimenziós CT képalkotás (volumetrikus CT rekonstrukció) egyértelmű előnye a hagyományos 2D röntgen eljárásokhoz képest, hogy komplex térbeli anatómiai szituációk megértését és leírását teszi lehetővé, amelyek fontosak lehetnek bizonyos ortopédiai és traumatológiai esetek sebészi tervezésében. A több síkban elvégzett képalkotás olyan esetekben is előnyös, amikor egyes síkokban jelentős jelmenet-gyengülést okozó körülménnyel kell szembenézni, pl. túlsúlyos beteg vizsgálatánál vagy a test normálisan is nagy vastagságú területein (pl. vállak), illetve fémimplantátumok környezetében [2].

Jelenleg a CT 3D a legelterjedtebben használt 3D modalitás a musculoskeletalis[1] képalkotó vizsgálatokban, fontos szerepet játszva a veleszületett vagy szerzett deformitások, traumás sérülések, lágyrész és csontinfekciók, mozgásszervi daganatok és posztoperatív állapotok feltérképezésében [3, 4].

A traumatológiai felhasználás jellemzően ízületek vagy nehezen ábrázolható csontos régiók vizsgálatát jelenti, pl. a váll, medence, sternoclavicularis ízület, könyök, csukló, gerincoszlop, térd és boka. Ezek közül is kiemelendő a medence, amelynek CT 3D vizsgálati eredménye az esetek 30%-ban vezetett a klinikusi döntés megváltozásához, a 2D CT vagy hagyományos röntgenvizsgálat eredményéhez képest [5]. A váll-környéki régió töréseinél is fontos szerepet kap, ugyanis ezek gyakran nehezen ismerhetők fel konvencionális röntgenképeken. A lapocka töréseinek vizsgálatában külön előnyt jelenthet, hogy a szomszédos, ugyancsak sérülésre hajlamos szervek (bordák, kulcscsont, tüdő és érképletek) egyidejű feltérképezésére is alkalmazható. Említésre érdemes még a tibia plató-törések területe, ahol a CT 3D eredménye az esetek 22-60%-ában a kezelési terv megváltoztatását eredményezte, illetve a calcaneus törések, amelyek esetén a CT 3D és többsíkú CT

[1] az értekezésben előforduló idegen orvosi kifejezések magyar helyesírásához használt referenciák:
Fábián P, Magasi P. (szerk.): Orvosi helyesírási szótár. Akadémiai Kiadó, Budapest, 1992.
Bősze P, Lackó K.: Helyesírási útmutató. Nőgyógyászati Onkológia 2008; 13:197-208.

képalkotás a vizsgálati standard. A calcaneus- és bokatörések területén a volumetrikus CT rekonstrukció segíthet a csontok és ínszalagok kapcsolatának vizsgálatában [3].

A CT 3D vizsgálatoknak kulcsfontosságú szerepe van az ortopédiai implantátumok posztoperatív értékelésében, mivel a többsíkú elemzés a beépített fémanyagok-okozta műtermékek jelentős részét képes eliminálni [4]. A CT 3D ugyancsak hasznosnak bizonyult intraarticularis törések gyógyulásának megítélésében. Gerincstabilizáló műtétekben alkalmazott pedicularis csavarok térbeli pozícionálásának ellenőrzésére is alkalmazható, műtétet követően vagy azonnali intraoperatív vizsgálat keretében is, ahol a gerincsebészeti műtőben rendelkezésre áll CT készülék. További tipikus alkalmazási területek a csontos fúzió kialakulásának követése csonttörések gyógyulásakor vagy az oszteolízis előrehaladásának követése, illetve az arthrodesis sikerességének ellenőrzése [3].

A CT 3D alkalmazása a lágyrész- és csontinfekciók területén pontos képet biztosíthat a folyamat által érintett compartmentekre és a folyamat kiterjedésére nézve. Jód-tartalmú kontrasztanyag alkalmazása gyakori ezen eseteknél. Periproteticus infekciók esetében is hasznos lehet alkalmazása [4].

Annak ellenére, hogy a primér csontdaganatok felismerésében és differenciál-diagnózisában a hagyományos röntgenvizsgálat, az MRI és a csontszcintigráfia a vezető modalitások, a CT 3D is hatékonynak bizonyulhat [4].

Végezetül néhány ortopédiai állapotban, úgy mint femoroacetabularis impingement, a CT 3D referencia-standardként használatos a preoperatív tervezéshez [6, 7, 8].

1.2 Mágneses magrezonancia képalkotás

A mágneses magrezonancia képalkotás (MRI) egy jól bevált 2D képalkotó modalitás, amely jelentős szereppel bír a lágy szöveti struktúrák vizualizációjában. A 3D MRI használata egyelőre inkább a klinikai kutatásban terjedt el, ugyanakkor nagy lehetőségeket tartogat a lágyrészek, ízületi porcszövetek és általában az ízületek 3D képalkotásában [9, 10].

A háromdimenziós MR képalkotás legfontosabb előnye olyan adatfolyamok rögzítési képessége, amelyek alapján egyszerre több síkban lehet képeket alkotni repozíciós szükséglet nélkül, azaz ugyanazon régió többszöri szkennelésének szükségletét feleslegessé téve. Ez jelentős vizsgálati időmegtakarítást jelent, így nagyon gazdaságos, kényelmes a vizsgált páciens számára, és kevesebb mozgási műtermékkel jár [9]. Továbbá az igen vékony képszeletek (kb. 0,7 mm) csökkentik a részleges volumen-átlagolási műtermékek számát is.

Történetileg a 3D MRI korábbi hátrányai között a szuboptimális szöveti kontrasztot, a fémimplantátumok által okozott műtermékekre való érzékenységet és az ízületi porc környezetében lévő képletek részletszegénységét említették, bár mindezek csökkenőben vannak az MRI technológia fejlesztése következtében [9, 10]. A közelmúltig jelentős problémát okozó hosszú vizsgálati időtartam mostanra olyan mértékben javult, hogy egy 3D vizsgálat gyorsabban elkészül, mint egy 2D teljes vizsgálati protokoll több síkban készült szeletekkel és repozícionálással, mint például a térd esetében [9].

Számos tanulmányban hasonlították össze a térd 2D és 3D MRI vizsgálatát és azt találták, hogy a 3D módszer magasabb specificitással bír [9]. A 2D mérések jobb eredményt adnak a térd általános igényű vizsgálatában, azonban Ristow és mtsai (2009) különbséget találtak az alacsony és magas jelmenetű szövetek vizualizálásában. A 2D képalkotás kiváló volt az alacsony jelmenetű szövetekben lévő léziók ábrázolásában mint pl. a csontvelő vagy meniscus, míg a 3D képalkotás jobbnak bizonyult a magas jelmenetű, kisebb méretű struktúrák kimutatásában, mint a ízületi szabadtestek, intraarticularis hegszövet, synovitisek és plicák vagy apró porckárosodások [11]. Egyes tanulmányok szerint a 3D MRI vizsgálat legalább olyan jó vagy jobb a meniscus- és szalagszakadások, osteochondralis defektusok és a csontvelő-elváltozások kimutatásában. Laterális meniscus-szakadások detektálásában viszont alacsonyabb érzékenységű [12].

Sok intézetben rutinszerűen alkalmaznak 3D MRI technikát a vállízület vizsgálatában és bizonyítást nyert, hogy a porcdefektusok és labrum szakadások kimutatásában jelentősen nagyobb érzékenységgel bír [13].

A könyökízület 3D MRI vizsgálatai kimutatták, hogy vékonyabb szeletek mellett jobb minőségben ábrázolhatók a collateralis szalagok, főleg a laterális collateralis ulnaris szalagja, azonban ezekben a tanulmányokban nem történt összehasonlítás a 2D technikákkal és csak régebbi szekvenciákat alkalmaztak [9]. Újabb fast spin echo szekvenciákkal jobb eredmények voltak elérhetők, azonban egyelőre csak kadáverekben [14, 15].

A csuklóízület elváltozásainak kezelésében előnyt jelenthet a 3D MRI technika által alkalmazott vékony képszeletekből fakadó, kevesebb részleges volumen-átlagolási műtermék. Ez javíthat a carpalis szalagok és a háromszögletű rostos porc komplexum (TFCC) apró szakadásainak ábrázolásában, ferde axialis síkok alkalmazásával [16]. Bár a csuklóporc, csuklószalagok és TFCC elváltozásainak képalkotó diagnosztikai és sebészeti találati

egyezőségére vonatkozó tanulmányok nem jelentek meg, metaanalízis a 3D MRI technikát alkalmazó diagnosztikai centrumok magasabb találati rátáját valószínűsítette [17, 18, 19].

A 3D MRI mozgásszervi rendszeren való alkalmazásának egyik jövőbeli lehetősége a diffúziós tenzor képalkotás (DTI), amely a neurológia területén történő felhasználásához hasonlóan, protonok szöveti víztérbeli diffúziós eltéréseinek ábrázolásával hasznos lehet izomrostok és izomszöveti állapotok térbeli vizualizációjában [20].

1.3 Ultrahang-alapú módszerek

Az ultrahang-alapú képalkotás alkalmazása igen elterjedt a mozgásszervi rendszerek diagnosztikájában, köszönhetően számos előnyének, úgy mint hordozhatósága, alacsony költsége és ionizáló sugárzás-mentessége. Ennek dacára, 3D képességének rutinszerű orvosi felhasználásával manapság szinte kizárólag a szülészeti gyakorlatban találkozhatunk. Az elmúlt években jelentős erőfeszítések voltak a módszerben a képalkotás és számítógépes jelfeldolgozás területén, amelyek a modalitás jelenlegi legnagyobb hátrányát, a jelfeldolgozás számítástechnikai teljesítményét és időtartamát voltak hivatottak javítani. Huang és mtsai (2005) által végzett vizsgálatokban három különböző jelfeldolgozási módszert használva, 2-7 perc időt vett igénybe egy ujjról készült 3D rekonstrukció elkészítése [21].

Egy 2015-ben megjelent tanulmányban számolnak be egy kézi transducerrel, nyaktól a keresztcsontig történő folyamatos letapogatás mellett relatív sikerrel végrehajtott módszerről, scoliosisos gyermekek gerincgörbületeinek térbeli megjelenítésére irányulóan. Ugyan a csontos referenciapontok detekciója okozott némi problémát – különösen elhízott páciensek esetében –, ez a módszer is érdekes jövőbeli lehetőségnek látszik [22].

1.4 Sztereoradiografikus képalkotó eljárások

A mozgásszervi rendszer térbeli vizsgálataiban különös helyet foglal el azoknak a régióknak a felmérése, amelyek hosszú szakaszokat vagy több ízületet átívelő láncolatot alkotnak. Ezen vizsgálatok során fontos térbeli információt és mérési értéket hordozó, biomechanikai és ortopédiai jelentőségű, méretre, pozícióra és irányultságra vonatkozó adatok nyerhetők. Eklatáns példa erre a teljes gerincoszlop görbületeinek és az egyes csigolyák egymáshoz és a medencéhez való viszonyának, vagy az alsó végtag részeinek és egymáshoz illetve a medencéhez való viszonyának ábrázolása és felmérése, nem beszélve globális, az egész testre érvényes jellemzők, mint például a sagittalis egyensúly vizsgálatáról.

Ilyenkor klasszikusan hosszú röntgenfilmre exponált, sok esetben az egyszeres vizsgálat hossz-limitációja miatt több expozícióval készített és utólag digitálisan összefűzött kétirányú röntgenfelvételek használatosak. Az előző alfejezetekben leírásra került CT és MRI vizsgálatok, mint szóbajövő alternatívák, főleg azok térbeli rekonstrukcióra alkalmas típusai, számos hátrányuk miatt, kevésbé hatékony vagy optimális megoldást jelentenek. A CT vizsgálatokban ezek a hátrányok a jelentős sugárterhelésből és a vizsgálat alatt a páciens fekvő testhelyzetéből adódnak, de nem elhanyagolható a költségtényező sem. Az MRI sugárterhelést ugyan nem jelent, de a vizsgálat ebben az esetben is fekvő helyzetben készül, ezért a vizsgált ízületek és szervek nem a természetes terhelési viszonyok mellett ábrázolódnak. Az MRI elsősorban a lágy szöveti struktúrák ábrázolására kiváló, kevésbé optimális választás a csontok esetében, és költségtényezője a CT-jénél is magasabb [23].

Mindezekre a limitációkra tekintettel, évtizedek óta számos törekvés mutatkozott olyan, 2D röntgenvizsgálatokra alapuló alternatív módszerek kidolgozására, amelyek mentesek mindezen limitációktól és képesek a vizsgált mozgásszervi rendszerek pontos 3D ábrázolására és jellemzésére. Az ilyen módszerek legfontosabb csoportját összefoglalóan *sztereoradiografikus* eljárásoknak nevezzük.

Az összes sztereoradiografikus eljárás, függetlenül a röntgenfelvételeken leképezett 3D objektumok térbeli információjának kinyerésére szolgáló rekonstrukciós módszer típusától, néhány alapvető jellemzővel rendelkezik.

Ezek a következők: *(a)* több – minimum két – irányból készült digitális röntgenfelvételre alapulnak; *(b)* másodlagos képfeldolgozást is tartalmaznak (képjavító és helyreállító algoritmusokkal); *(c)* a képek térbeli kalibrációját is elvégzik, amely a röntgenfelvétel beépített torzítási hatásának korrekciójára, mélységélesség kalkulációjára és az ábrázolódott objektumok relatív helyzetének és orientációjának meghatározására szolgál; és *(d)* 3D rekonstrukciós módszert alkalmaznak, amely segítségével a kezdeti generikus 3D modellből a vizsgált egyénre specifikus 3D modell készíthető [23].

Az alkalmazott 3D rekonstrukciós módszerek többféle szempont alapján csoportosíthatók. Az automatizáltság foka szerint lehetnek *manuális*, *félautomatikus* vagy *automatikus* típusúak. A rekonstrukcióhoz szükséges, kalibrált röntgenképen lévő referencia-objektumok regisztrációs típusa szerint megkülönböztethetők *tulajdonság-*, *intenzitás-* és *grádiens-alapú* módszerek [23, 24]. A tulajdonság-alapú módszerek a röntgenképen lévő pontokat, kontúrvonalakat és felszíneket használják a térbeli rekonstrukció további

szegmentációs lépéseihez. Az intenzitás-alapú módszerek csak a képeken található információra és intenzitás-értékekre épülnek. Általában a tulajdonság-alapú módszerek érzékenyek a szegmentáció minőségére, de a rekonstrukcióhoz használt generikus 3D modellek komplexitásának függvényében alacsonyabb számítástechnikai teljesítményt igényelnek az intenzitás-alapú módszereknél [24].

Tekintettel az értekezés témájára, a következő rész a leggyakrabban használt sztereoradiografikus 3D rekonstrukciós módszerek rövid áttekintését tartalmazza, alapvető tulajdonságaik és klinikailag releváns referenciáik összefoglalásával. A leírtak összefoglalása az alfejezet végén lévő *1. Táblázatban* is megtalálható.

1.4.1. Pont-alapú módszerek

Legkorábban a pont-alapú módszerek jelentek meg a röntgenképekre alapuló 3D rekonstrukciós eljárások területén. Az ilyen módszerek alacsony szintű, geometriai értelemben "primitív" pontok identifikálására és a röntgenképeken történő beazonosítására támaszkodnak. Két fő csoportjukat különböztetik meg: Stereo-Corresponding Pontokra (SCP) és Non-Stereo-Corresponding Pontokra (NSCP) alapuló technikákat [23].

Stereo-corresponding pontokra alapuló módszerek

Az SCP-alapú módszerek egy ebben jártassággal rendelkező operátor által, a többirányú röntgenfelvételeken kézi módon azonosított stereo-corresponding pontokra épülnek. Az angol elnevezés abból fakad, hogy a szóbanforgó pontok a többirányú röntgenfelvételek mindegyikén beazonosíthatóak, egymásnak megfeleltethetőek. A módszer sikeréhez objektumonként minimálisan 6 pont – klinikai röntgenfelvételek esetében optimálisan 6 anatómiailag értelmezhető tájékozódási pont – beazonosítása szükséges. Az első lépésben beazonosított és a kétirányú röntgenképen regisztrált pontok alapján a következő lépés direkt lineáris transzformáció (DLT) segítségével végzett 3D rekonstrukció, amely azonban csupán az SCP-khez tartozó objektumokra terjed ki [25-29]. Stokes és mtsai (1981) illetve Pearcy (1985) 6-9 darab SCP azonosítása alapján készített 3D rekonstrukciót DLT algoritmus segítségével, azonban módszerük nem volt megbízható és pontos térbeli modellt sem eredményezett [25, 26]. A legelső pontosabbnak számító eredményt Aubin és mtsai (1997) érték el, egy 3D-szkennerel leképezett generikus térbeli modellen azonosított 6

SCP kontroll pont és DLT algoritmus alapján [28]. További előrelépést Gauvin és mtsai (1998) értek el, 19 db SCP és DLT algoritmus használatával a medence 3D modelljének létrehozására [29]. Az eredményként kapott 3D modell lényegesen pontosabb volt, azonban az SCP kontroll pontok számbeli növelésével ugrásszerűen nőtt a 3D rekonstrukcióhoz szükséges ráfordított idő, amely a módszert nem tette alkalmassá klinikai célú felhasználásra.

Non-stereo-corresponding pontokra alapuló módszerek

Az SCP-alapú módszerek limitációinak leküzdésére, non-stereo-corresponding pontokra épülő módszerek alkalmazását javasolták. Az ilyen pontok egységes jellemzője – ebből származik angol elnevezésük is – hogy a többirányú röntgenfelvételek *csupán egyikén* beazonosíthatók. Az NSCP típusú pontok már azonosított SCP pontokkal együtt lehetővé teszik több anatómiai tájékozódási pont 3D rekonstrukcióját és ezáltal komplexebb vagy pontosabb 3D modellek létrehozását. Mitton és mtsai (2000) elasztikus tulajdonsággal felruházott 3D objektum SCP és NSCP kontroll pontok manuális deformálása révén demonstráltak kifejezetten pontos (1 mm hibahatár körüli) térbeli rekonstrukciót felső háti csigolyákon [30]. Mitulescu és mtsai (2001) hasonló módszert alkalmaztak szárított ágyéki csigolyák térbeli rekonstrukciójára, 1,1 mm pontossággal [31]. Ezt követően Mitulescu és mtsai (2002) módszerük további módosításával, háti és ágyéki csigolyákon, csigolyánként összesen 25 anatómiai pont (6 SCP, 19 NSCP) felhasználásával, DLT algoritmussal végeztek rekonstrukciót, kifejezetten jó, 1,5 ±2,0 mm pontossággal – CT referenciát használva [32].

Összegezve, a pont-alapú módszerek – jó rekonstrukciós pontosságuk melletti – kifejezett hátránya, hogy nagymértékben függnek az operátor jártasságától és gyakorlati ügyességétől a kontroll pontok beazonosításában, ezért reprodukálhatóságuk általában alacsony. Másik lényeges hátrányuk a kifejezetten hosszú (2-4 órás) térbeli rekonstrukciós időtartam, amely rutinszerű klinikai használatukat nem teszi lehetővé [23].

1.4.2. Kontúr-alapú módszerek

A pont-alapú módszerek – előbb említett tetemes időigénye és alacsony reprodukálhatósága mellett – további hátránya, hogy nem alkalmazhatók folyamatos kontúrrajzolatot adó, hosszú vagy összetett csontok rekonstrukciójára, amelyek kontúrja nem tartalmaz specifikus anatómiai tájékozódási pontokat [23]. Laporte és mtsai (2003) ennek

megoldására egy kontúr-alapú módszert javasoltak a distalis femur térbeli rekonstrukciójára, amelyet kifejezetten az ilyen és hasonló, folyamatos kontúrral rendelkező csontok rekonstrukciójára fejlesztettek ki [33]. Módszerükben NSCP pontok helyett non-stereo-corresponding kontúrokra (NSCC) épülő, deformálható, elasztikus generikus 3D modellt alkalmaztak. A módszer lényege a röntgenen látható 2D kontúrrajzolat asszociációja a referencia modell felszínén lévő 3D kontúrvonallal és a térbeli modell sorozatos deformálása, amíg a röntgenen látható 2D kontrúrajzolattal fedésbe kerül. Ez a módszer és a hozzátartozó geometriai algoritmus a non-stereo-corresponding kontúrok (NSCC) alapján kapta elnevezését. Az algoritmus egymást követő lépésekre épül, amelynek során a kezdeti generikus 3D modell és a 2D kontrúrrajzolat megfelelő részei egymással asszociációra, megfeleltetésre, átfedésre és optimizálásra kerülnek sorozatos elasztikus 3D deformációk révén. Kifejezetten jó pontosságot értek el (1,0 ±1,4 mm), amely vetekedett a CT 3D rekonstrukciók pontosságával [33]. Módszerük adaptálható bármely az előfeltételeknek megfelelő struktúrára.

A komplexitásában sokkal nehezebb problémát jelentő medence és proximalis femur 3D rekonstrukciójára Mitton és mtsai (2006) az előző módszer továbbfejlesztett változatát alkalmazták [34]. Módszerük progresszív rekonstrukciós eljárást alkalmazott, melyben a kezdeti durva modellből egy köztes megoldáson át jutottak el a végső, egyénre szabott, pontos modellig. A módszer pontossága vetekedett a CT 3D referenciáéval (1,6 ±4,3 mm). Ugyanezen munkacsoport egyéb tagjai szintén NSCC-alapú módszer sikeres alkalmazásáról számoltak be femur és tibia, valamint proximalis femur 3D rekonstrukciója során [35, 36].

A kontúr-alapú módszerek elfogadható pontosságuk mellett még mindig számottevő rekonstrukciós időtartamot igényelnek, például 15-35 percet teljes alsó végtagonként, ami rutinszerű klinikai felhasználásuk gátját jelentheti.

1.4.3. Statisztikai alakzat-alapú módszerek

A statisztikai alakzat-alapú módszereket a 3D rekonstrukció magasabb fokú automatizáltsága jellemzi. A rekonstruálandó-modellezendő objektumok alakzat-variánsai előzetes, statisztikai ismeretének segítségével csökkentik az operátori interakció igényét. Ennek dacára igen pontos 3D rekonstrukciót tudnak előállítani, elsősorban olyan 3D alakzatok, mint a csigolyák esetében. E módszerek a modellezendő alakzatok számottevően nagy, úgy nevezett tanulási adatbázisát igénylik, melyben lehetőleg az összes előforduló

normál és patológiás alakzat szerepel. Összességében az ilyen módszerekben az angol nyelven Statistical Shape Model (SSM) néven ismert eljárás kerül alkalmazásra [23]. Az eljárás lényeges eleme a főkomponens-analízis (angolul Principal Component Analysis, PCM), amelynek segítségével az alakzat-modell adatbázis elemeinek apró deformációi mindaddig ismétlődően történnek, amíg a röntgenfelvételen szereplő információval koherenssé válnak. Több szerző többféle csont térbeli rekonstrukciójáról számolt be ennek a módszernek az alkalmazásával, úgy mint csigolyák és gerincoszlop [37, 38, 39], femur [40, 41], illetve medence [42].

Fleute és mtsai (1999) statisztikai él-alapú módszert alkalmaztak a distalis femur 3D rekonstrukciójára, kifejezetten pontos és gyors végeredménnyel, amelyben a kiindulási alakzat és a kész modell közti eltérés mindössze 0,99 mm, míg a szükséges számítási idő kevesebb mint egy perc volt [40].

Benameur és mtsai (2003) SSM-alapú 3D rekonstrukciót alkalmaztak minden egyes csigolyára, amely során normális és patológiás alakú csigolya-adatbázist használtak. A végeredményeik igen kedvező pontosságot mutattak. Az átlagos rekonstrukciós hiba értéke 0,71 mm volt az ágyéki és 1,48 mm a háti csigolyák esetében [38].

Ugyancsak Benameur és mtsai (2005) számoltak be az előző módszer tovább-fejlesztett változatáról, amelyben az automatizáltság magasabb fokát kívánták elérni, az eredeti csigolya alakzat-adatbázist kiegészítve egy a teljes gerincoszlop geometriai szerkezetére vonatkozó hierarchikus globális *a priori* ismeret-adatbázissal. Eljárásukban két, egymást követően alkalmazott statisztikai modellt használtak és a módszer pontosságát 57 scolioticus csigolya in vivo 3D rekonstrukcióján vizsgálták. Az átlagos eltérés a CT-alapú referenciához képest az ágyéki csigolyák esetében 1,46 mm, a háti csigolyákéban 1,3 mm volt [39].

Újabban megjelent tanulmányokban a korábbi módszerek javításával és a szükséges felhasználói interakció csökkentésével elért eredményekről számolnak be. Baka és mtsai (2011) Benameur és mtsai 2003-as módszeréhez hasonló eljárással a distalis femur 3D rekonstrukcióját végezték, automatikus alakzat-él kiválasztási sémát alkalmazva. Az előbbi módszertől eltérően, az SSM 3D hibájának optimalizálását alkalmazták a vetített kontúrok 2D hibája helyett. Módszerük pontossága átlagosan 1,68 mm volt gyengébb minőségű fluoroszkópiás röntgenfelvételeket használva, azonban az átlagos számítási időtartam öt percnek bizonyult, ami viszonylag soknak számít ebben a kategóriában [41].

1.4.4. Parametrikus módszerek

Az előzőekben bemutatott módszerek limitációinak (pl. rekonstrukció időtartama) javítására parametrikus modelleken alapuló módszerek is elterjedtek, amelyek anatómiai és klinikai szempontokat is számításba vesznek. Az SSM-alapú modellekkel ellentétben, amelyek az összes előforduló variációira épülő statisztikai modellt alkalmaznak, ezekben a statisztikai számítások egyszerűsített anatómiai leíró paramétereken (angolból descriptive parameters, DP) történnek [43]. Ez az egyszerűsített parametrikus modell egy sor különböző geometriai primitív elemből épül fel, úgy mint pontok, vonalak, körök és gömbök, a leírni szándékozott csontstruktúrának megfelelően. A geometriai primitív elemeket descriptor-oknak is nevezik [48]. Az ezekre alkalmazott egyszerűsített parametrikus modell segítségével a "training" 3D modellekből épített parametrikus adatbázis kerül létrehozásra. A kalibrált röntgenfelvételekről digitalizált anatómiai tájékozódási pontokhoz tartozó fő descriptor-paraméterek (DP) kiszámításra kerülnek, ezáltal a teljes DP adatkészlet elkészül. Ebből a teljes DP adatkészletből egy egyszerűsített, személyreszabott parametrikus model (angolul Simplified Personalized Parametric Model, SPPM) származik. A beépített morforealisztikus térbeli generikus térhálóból az SPPM által végrehajtott deformáció már morforealisztikus személyreszabott parametrikus modellt (angolul Morpho-realistic Personalized Parametric Model, MPPM) eredményez [43]. Végül ez a 3D modell az aktuális röntgenképre visszavetítve és szükség szerint további finomításokon átesve eredményezi a végső megoldást.

Ilyen módszerek alkalmazásával egy sor csontos szerkezet (csigolyák, gerincoszlop, medence, alsó végtag, felső végtag és csontos mellkas) 3D rekonstrukciójáról számoltak be az elmúlt évek során. Ezek legfontosabb példái kerülnek röviden ismeretetésre.

Pomero és mtsai (2004) transzverzális statisztikai következtetéseket alkalmazó, parametrikus csigolya-modelleken alapuló, félautomata rekonstrukciós módszert ismertettek [44]. Módszerük a csigolya alakzatának *a priori* ismerete felhasználásával a csigolyatest nyolc morfológiai descriptor-át alkalmazta, azaz csigolyánként mindössze 8 pont előzetes identifikálására volt szükség (a csigolyák 4-4 sarokpontja mindkét röntgenképen). Az eljárásukhoz 1628 szárított, normális és scolioticus csigolyát tartalmazó, direkt mérésből, illetve 1574 normális és scolioticus csigolyát tartalmazó, sztereoradiografikus rekonstrukcióból származó adatbázist használtak. A teljes gerincoszlop térbeli rekonstrukciós időtartama 15-20 perc, a pontossági hiba 1,4 mm ±3,6 mm volt [44].

A Humbert és mtsai (2009) által ismertetésre került parametrikus eljárás már transzverzális és longitudinális statisztikai következtetéseket is alkalmazott a Pomero és mtsai által használt módszer időtartamának csökkentésére [45]. Két rekonstrukciós szintet tartalmazott: (a) a térbeli rekonstrukciós modell és a ráépülő pontos klinikai mérések gyors becslését 2,5 perc alatt, illetve (b) a sokkal pontosabb eredményt hozó, a 3D modell finom igazítását 10 perc alatt. A CT-referenciához viszonyított átlagos hiba 1,0 mm volt, viszont ez a módszer is jelentős operátor-interakciót igényelt, így kevésbé jó reprodukálhatóság jellemezte.

A proximalis femur térbeli rekonstrukciójára Baudoin és mtsai (2008) javasolták parametrikus algoritmusuk használatát [46]. Geometrikus modelljük 60 proximalis femur epiphysis adatbázisára épült. Egyszerűsített 3D modelljük gömbökből és levágott végű kúpokból állt. Morforealisztikus személyreszabott parametrikus modelljüket CT 3D modellekből származó morforealisztikus generikus modellekből építették. A 3D rekonstrukció CT-referenciához viszonyított hibája 1,0 mm volt, maximálisan 5,1 mm eltéréssel. A módszer reprodukálhatósága elfogadható szintű, a teljes procedúra időigénye 4 perc volt [46].

A Chaibi és mtsai (2011) által kidolgozott alsó végtagi rekonstrukciós módszer parametrikus modelleken és statisztikai következtetéseken alapult [47]. Az általuk használt 3D rekonstrukció két lépésből állt. Az első egy *"fast 3D"* alsó végtagi rekonstrukció, amelyben egy SPPM került létrehozásra, mely minden rekonstruálandó csont fő alkotórészeit pontokból, gömbökből, hengerekből és szegmentumokból álló geometriai primitívek segítségével hozta létre. Az eljárás második lépése egy *"full 3D"* alsó végtagi rekonstrukció, amelyben az SPPM és geometriai módszerek segítségével az MPPM kerül kialakításra és visszavetítésre mindkét röntgenfelvételre. Az anatómiai tájékozódási pontok és kontúrok finomhangolásával nyerhető a végleges 3D modell, melyen klinikailag releváns paraméterek értékei kerülnek kiszámításra. Ez a módszer elsősorban a femur rekonstrukciójára összpontosult, pontossági hibája 11 kadáverből származó femuron mérve, CT-hez viszonyítva csupán 1,0 mm ±2,4 mm volt, ami hasonló Laporte és mtsai (2003) valamint Baudoin és mtsai (2008) módszeréhez [33, 46]. A rekonstrukcióhoz szükséges idő 10 perc/végtag volt, ami már klinikai körülmények között is elfogadható.

Quijano és mtsai (2013) az előző módszer továbbfejlesztésével, egy új parametrikus modellel és eltérő regressziós megközelítéssel dolgoztak ki új eljárást a tibia 3D rekonstrukciójára [43]. CT-szkenneléssel létrehozott morfometrikus adatbázisukat 56 femur

és 24 tibia alapján készítették. Az anatómiai tájékozódási pont-készlet digitalizálásával a statisztikai modell fő descriptorjait hozták létre, a teljes DP adatkészlet erre alapult. A korábbi módszerhez képest a legfontosabb eltérés az volt, hogy a descriptorok pontossága jelentősen növelhető volt, részleges legkisebb négyzetes regresszió alkalmazásával a korábbi multilináris regresszió helyett. Kimutatták, hogy ezáltal a *"fast 3D"* rekonstrukció olyan mértékben javult, hogy az operátor általi manuális igazítás teljes egészében kihagyhatóvá vált, a lépés végeredményeként kapott kezdeti megoldás pontossága sokat javult. A 3D rekonstrukció pontossági értékei felülmúlták a Chaibi és mtsai (2011) által bemutatott módszerét, viszont a *"fast 3D"* rekonstrukció időigénye hosszabbá vált (3-4,6 perc).

Végezetül említésre méltóak Lebailly és mtsai (2012) valamint Aubert és mtsai (2014) által közölt hasonló parametrikus módszerek a felső végtag és a csontos mellkas kétirányú röntgenfelvételekre alapuló 3D rekonstrukciójára [48, 49], melyek jellemzőit az alfejezet végén található *1. Táblázat* tartalmazza.

1.4.5. Hibrid módszerek

A sztereoradiografikus módszerek ezen csoportja olyan eljárásokat takar, amelyek különféle forrásból származó, többfajta statisztikai és geometriai modellt integrálnak egymással. Ezek sok vonásukban hasonlóak az eddig tárgyaltakhoz, jellegzetességüket a kombinációban használt módszerek és azok konkrét alkalmazása határozza meg.

A Kadoury és mtsai (2012, 2015) által kidolgozott hibrid eljárás statisztikai és kétirányú röntgenkép-alapú gerincoszlop 3D rekonstrukciót jelent [50, 51]. A módszer nagy *a priori* felhalmozott csigolya 3D modell adatbázist használ a statisztikai modellhez. Húsz scoliosisos betegen nyert validálás eredményeként, 3D MRI referenciához viszonyított pontossága 1,2 ±1,1 mm volt ágyéki, és 1,1 ±0,8 mm háti csigolyák esetében. Néhány perces rekonstrukciós időtartamával alkalmasnak bizonyult klinikai felhasználásra kis és közepesen súlyos scolioticus gerincoszlopok térbeli rekonstrukciójára.

1. Táblázat Röntgen-alapú 3D rekonstrukciós módszert alkalmazó sztereoradiografikus eljárások jellemzői rekonstruált régiók szerint

szerző (dátum)	röntgen gép	rekonstrukció típusa	validálási referencia	időtartam (h, m, s)	pontosság (mm)
medence					
Gauvin et al (1998) [29]	SRS	SCP	DM		2SD=4,8
Mitton et al (2006) [34]	EOS	NSCC	CT	15-35 m	átlag = 1,6, 2RMS=4,3
csigolyák, gerincoszlop					
Aubin et al (1997) [28]	SRS	SCP	DM	2-4 h	6 SCP: átlag=2,6, 21 SCP: átlag=2,1
Mitton et al (2000) [30]	SRS	NSCP	DM	2-4 h	átlag= about 1
Mitulescu et al (2001) [31]	SRS	NSCP	DM	2-4 h	átlag = 1,1, 2RMS=2,8
Mitulescu et al (2002) [32]	SRS	NSCP	CT	2-4 h	átlag = 1,5, 2RMS=4,0
Benameur et al (2003) [38]	SRS	SSM	CT		ágyéki vertebra: átlag=0,71, háti vertebra: átlag=1,48
Benameur et al (2005) [39]	SRS	SSM	CT		ágyéki vertebra: átlag=1,46, háti vertebra: átlag=1,3
Pomero et al (2004) [44]	SRS	Parametrikus	CT	gyors: 14m, részletes: 20m	átlag=1,4, 2RMS=3,6
Humbert et al (2009) [45]	EOS	Parametrikus	CT	gyors: 2,5m, részletes: 10m	fast: átlag=1,3, 2RMS=3,6, részletes: átlag=1,0, 2RMS=2,7
Kadoury et al (2009) [50]	SRS	Hibrid	MRI	Comp: 2,4m	ágyéki vertebra: átlag=1,2, háti vertebra: átlag=1,1
alsó végtag, femur, tibia					
Fleute et al (1999) [37]	SRS	SSM	CT	Comp: 1 m	distalis femur: RMS=1
Laporte et al (2003) [33]	SRS	NSCC	CT	15~35 m	distalis femur: átlag=1, 2RMS=2,8, max=5
Baudoin et al (2008) [46]	EOS	Parametrikus	CT	~4 m	proximalis femur: átlag=1, max=5,1
Baka et al (2011) [41]	SRS	SSM	CT	5 m	distalis femur: RMS=1,6mm
Chaibi et al (2011) [47]	EOS	Parametrikus	CT	gyors: ~2m, full: 10 m per végtag	femur:(fast):átlag=1,6,2RMS=4,2, (full):átlag=1, 2RMS=2,4, tibia: (fast):átlag=2,2RMS=5, (full):átlag=1,2RMS=3,2
Quijano et al (2013) [43]	EOS	Parametrikus	CT	gyors: 3~4,6 m	Femur:(fast):átlag=1,3, 2RMS=3,5, Tibia:(fast):átlag=1,3, 2RMS=3,2
felső végtag					
Lebailly et al (2012) [48]	EOS	Parametrikus	CT	5 m	átlag=0,9, 2RMS=2,5, max=6,7
csontos mellkas					
Aubert et al (2014) [49]	EOS	Parametrikus	CT	6 m	átlag=3,6, 2RMS=8,8, max=24,3

SRS: hagyományos radiográfia; EOS: EOS 2D/3D rendszer; SCP: stereo-corresponding pontok; NSCP: non-stereo-corresponding pontok; NSCC: non-stereo-corresponding kontúrok; SSM: statisztikai alakzat modell; CT: komputer tomográfia; DM: direkt mérés; MRI: mágneses magrezonancia képalkotás; Comp: számított érték; 2SD: standard deviáció kétszerese; 2RMS: négyzetes átlag kétszerese

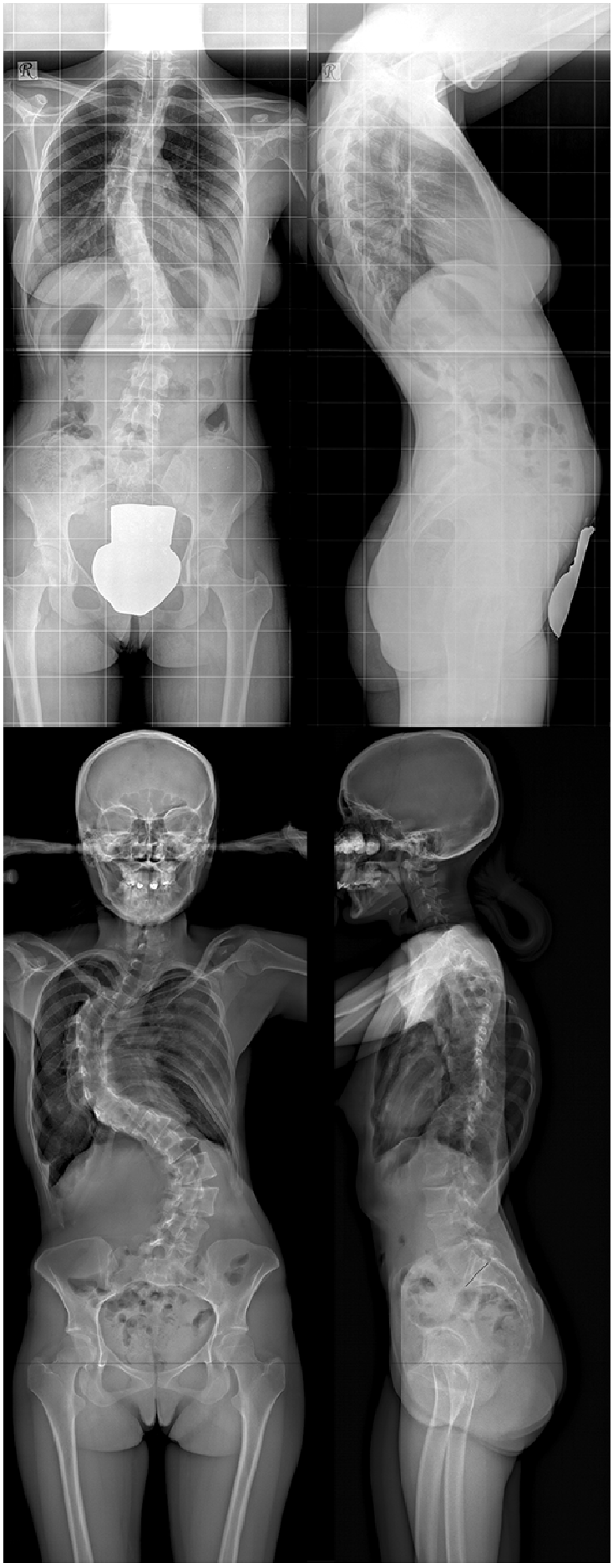
Forrás: Hosseinian S, Arefi H. 3D Reconstruction from Multi-View Medical X-Ray Images - Review and Evaluation of Existing Methods. The International Archives of the Photogrammetry, Remote Sensing and Spatial Information Sciences, Volume XL-1/W5, 2015; 319-326.

1.5 Az EOS 2D/3D berendezés és EOS térbeli rekonstrukció

A párizsi központú francia EOS Imaging S.A. cég – 2010 októberéig Biospace med néven – 2007 májusában kapta meg az Európai Unión belül az engedélyt az EOS 2D/3D berendezés klinikai diagnosztikai felhasználás céljára történő értékesítésére [52]. Az EOS berendezés és a hozzá kapcsolódó EOS térbeli rekonstrukció egy forradalmian új, alacsony sugárdózisú, ortopédiai képalkotó módszer, mely fizikai Nobel-díjjal kitüntetett találmányon alapul, és fizikus, mérnök, ortopéd és radiológus orvos tagokból álló, nemzetközi kutatócsapat sokéves munkájának az eredménye [52, 70].

Georges Charpak francia részecskefizikus 1992-ben fizikai Nobel-díjban részesült a részecskedetektálás terén végzett kutatásaiért, a sokszálas proporcionális huzalkamra és gázdetektor felfedezéséért [67]. Az általa épített részecskedetektor alapvető szerepet játszott a múlt század 70-es és 80-as éveinek részecskefizikai kutatásaiban és egy sor új elemi részecske felfedezésében. A gázdetektor működési elve arra alapul, hogy a különféle elemi részecskék, köztük a röntgensugár fotonjai által az atomokban keltett ionizáció – speciális nemesgáz-keverékben a röntgenfotonok mozgási energiájával arányos mennyiségű elektron leszakítását követően – elektromos térben felgyorsítva és további gázatomokkal ütköztetve nagyszámú elektron lavinaszerű leszakadásával jár. Ez elektronnyaláb keletkezését eredményezi, amely eletromos kisüléseket hoz létre egy hálózatos elrendezésű, sokezer rézdrótból kialakított huzalrendszerben, más néven proporcionális huzalkamrában [68, 69].

A Charpak-részecskedetektor igen érzékeny mérési tulajdonsággal rendelkezik, akár egyetlen röntgenfoton detektálására is alkalmas, míg érzéketlen a diffúz, szórt sugárzásra. Ez a tulajdonság alkalmassá tette olyan új, laboratóriumi és klinikai röntgendiagnosztikai berendezések kifejlesztésére, amelyek az addigiaknál sokkal érzékenyebbek, ezért nagyságrendekkel alacsonyabb sugárdózis mellett képesek az elődeiknél jobb minőségű eredményeket produkálni. A detektor által leképezett digitális röntgenkép széles dinamikus tartományú, 30-50 ezer szürkeárnyalat elkülönítésére alkalmas, képpont-felbontása 254 µm [69]. Az EOS röntgenképeken a képfeldolgozás területén CT vizsgálatokból ismert jelmenet-ablakolási technikák alkalmazására is lehetőség nyílik, a vizsgált szervnek vagy a vizsgáló érdeklődésének megfelelően [70].



1. Ábra Gerincdeformitás képalkotó diagnosztikája

Álló testhelyzetben kivitelezett, kétirányú röntgen-vizsgálat – hagyományos DR technológiával és digitális képösszefűzéssel *(felül);* illetve EOS 2D/3D berendezéssel *(alul)* készült röntgenfelvételek, két különböző páciens esetében.

A Charpak-detektor klinikai célra továbbfejlesztett változatát használja az EOS 2D/3D berendezés, amelyben számos technikai újítás is helyet kapott. A berendezés elsőszámú jelentősége, hogy hagyományos CR készülékekhez képest 85%-kal, DR készülékekhez képest 50%-kal alacsonyabb sugárdózis mellett, akár teljes testméretű, jobb minőségű kétirányú röntgenfelvételek készítésére alkalmas (*1. Ábra, előző oldal*) [71, 72]. Bizonyos CT vizsgálatokat EOS 2D/3D vizsgálattal helyettesítve 95%-os sugárdóziscsökkenés érhető el [73]. A berendezés legújabb fejlesztési eredményeként elérhetővé vált opcionális vizsgálati protokol, az EOS Micro Dose, további hétszeres sugárdózis-csökkenést eredményez [74-77].

A berendezésben két darab, egymással C-karral összekapcsolt és egymásra pontosan merőlegesen, frontális és laterális pozícióban elhelyezett, 45 cm szélességű, lineáris sugárforrásból és detektorból felépülő egység működik. A vertikálisan felülről lefelé mozgó sugárcső-detektor párosokban a digitális képalkotás 1,8 mm vékony sávszkenneléssel történik, amelynek során 170 cm magasságú, 45 cm szélességű területről, a vizsgált személy álló (esetleg ülő) testhelyzetében, szimultán kétirányú, AP és LAT röntgenfelvétel keletkezik, a mozgatás sebességétől függően, 10-25 másodperc alatt (*2. Ábra*) [52, 69, 70]. Ez a berendezés mindennapi használata során nagyszámú rutinvizsgálat elvégzését teszi lehetővé.

2. Ábra Az EOS 2D/3D berendezés működési elve

A fentről lefelé vertikálisan mozgó, egymással párban összekapcsolt két-két röntgensugárcső és részecskedetektor segítségével egyidejűleg kétirányú felvétel készíthető az álló helyzetű betegről.
(Az ábrák felhasználása az EOS Imaging S.A., Paris, France engedélyével történt)

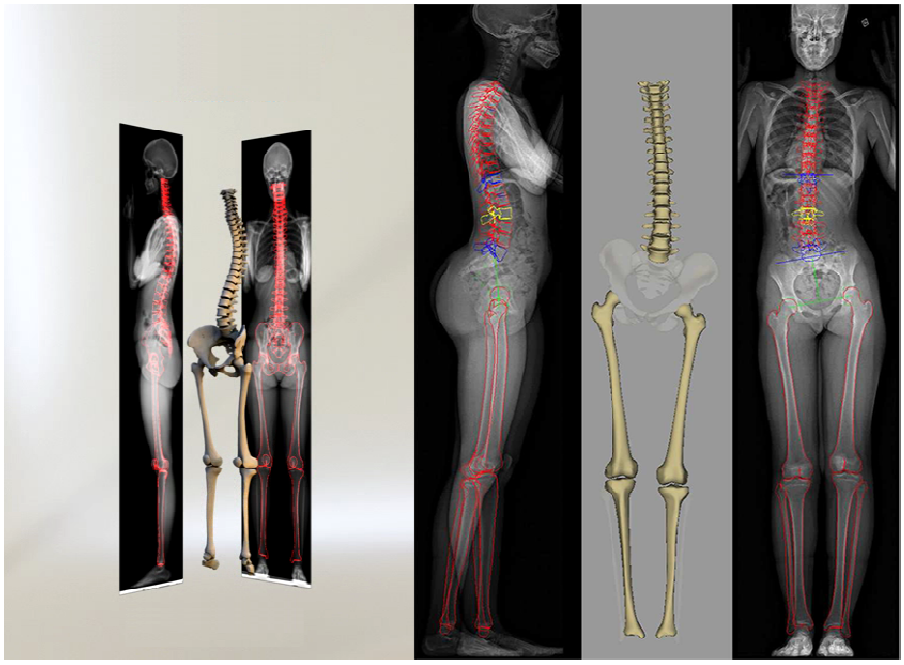
A Charpak-detektor tulajdonságainak köszönhető előnyöket tovább növeli, hogy a röntgensugárcsőben és a detektorban egyaránt egy-egy 0,5 mm-es rézkollimátor található. Előbbi a lineáris röntgencsőből kibocsájtott sugárnyaláb horizontális és vertikális irányú széttartását minimalizálja. Utóbbinak köszönhetően a másik röntgencsőből egyidejűleg, 90˚ szögben érkező, erősen fókuszált és keskeny röntgensugárnyaláb óhatatlanul fellépő, kisfokú szóródása és visszaverődése miatt keletkező másodlagos sugárzás detektorba jutása teljesen kiküszöbölhető, így az nem jelentkezik zajként a digitális képalkotás során [69, 70].

A berendezésben egymással összekapcsolt röntgencső–részecskedetektor párosok egymásra hajszálpontosan merőleges elhelyezése nem csupán a kétirányú felvételek egyidejű elkészítése miatt lényeges. Abból a szempontból is fontos, hogy a kétirányú felvételek kalibrált térben történő és egyidejű keletkezésének köszönhetően, lehetőség nyílik a sugárnyaláb útjába kerülő struktúrák – úgy mint gerinccsigolyák, medence, alsóvégtagi csontok – valósághű méretben történő, torzulásmentes megjelenítésére. A detektorok által leképezett képállományok a készülék előzetes térbeli kalibrációjára alapuló, fejlesztői szabadalom által védett algoritmusok segítségével 1:1 méretarányú, torzításmentes AP és LAT digitális röntgenkép-párként kerülnek az EOS 2D/3D radiológiai munkaállomásra, a térbeli rekonstrukciók elvégzése céljából.

Az EOS 2D/3D kétirányú digitális röntgenfelvételek egyidejű és egymásra merőlegesen végzett leképezése és térbeli kalibrációja lehetőséget biztosít nagy pontosságú, élethű térbeli modellek készítésére a sterEOS nevű sztereoradiografikus térbeli rekonstrukciós szoftverrel (*3. Ábra,* következő oldal). A szoftverben az EOS kétirányú AP és LAT röntgenképek beolvasását követően a térbeli kalibrációs információ segítségével a röntgenfelvételeken ábrázolódó objektumok eredeti térbeli helyzete is meghatározható.

A sterEOS szoftver az előző alfejezetben bemutatott sztereoradiografikus rekonstrukciós módszerek hibrid változatát alkalmazó, integrált megoldás. Alapvetően parametrikus algoritmusok jellemzik, de találhatók benne SCP, NSCP pontokra épülő pont-alapú és NSCC kontúr-alapú megoldást hasznosító elemek is [30-34, 43-45, 47].

Az alsó végtagi- és gerincrekonstrukciós szoftvermodul ebből a szempontból nem teljesen homogén, fejlesztésük egymással párhuzamosan folyó, többéves folyamat volt.



3. Ábra EOS AP és LAT röntgenképek alapján EOS térbeli rekonstrukcióval létrehozott parametrikus felszíni 3D modell
A kétirányú, térben kalibrált teljes test felvételek lehetőséget nyújtanak a gerincoszlop, a medence és az alsó végtagi csontok felszíni térbeli rekonstrukciójának elvégzésére és a térbeli modell parametrikus analízisére.
(Az ábrák felhasználása az EOS Imaging S.A., Paris, France engedélyével történt)

Maga a sterEOS térbeli rekonstrukció a szoftverfejlesztési folyamat eredményeként létrehozott, generikus geometriai 3D modell adatbázisra (T_1-L_5 csigolyák, alsóvégtagi csöves csontok, medence, stb.) épül, és geometriai és statisztikai matematikai modelleket alkalmazó sztereoradiografikus eljárásokkal történik. A folyamat végeredménye egy *parametrikus felszíni* 3D modell, amelyen releváns klinikai paraméterek egész sora a szoftverben előre beprogramozott kalkulációk segítségével, automatikusan meghatározásra kerül és a képállományok mellett szabványos táblázatkezelő formátumban kinyerhető.

2007. május 30-án a Pécsi Tudományegyetem Térségi Szűrő és Diagnosztikai Központjában hivatalosan átadták a világ első piaci értékesítésű EOS 2D/3D berendezését. Három hónappal később a rendszerhez kapcsolódó sterEOS szoftver gerincrekonstrukciós modulját, majd 2008 májusától alsó végtagi rekonstrukciós modulját is használatba vehettük. 2007-2012 között mindösszesen 7100 EOS 2D/3D vizsgálat történt. Az ezek alapján munkacsoportunk által elvégzett 2700 gerinc- és 1400 alsó végtagi 3D rekonstrukció világviszonylatban is kiemelkedő nagyságrendű. Értekezésemben az ezen ötéves időszak alatt általam és munkacsoportunk tagjaival közösen elvégzett tevékenység legfontosabb eredményeit foglaltam össze.

2. CÉLKITŰZÉSEK

2.1 Az EOS 2D/3D vizsgálat alkalmazása felnőttkorban az alsó végtagi elváltozások térbeli megjelenítésére

A gyártó cég egy évvel az EOS 2D/3D berendezés üzembehelyezését követően, 2008 májusától exkluzív együttműködési megállapodás keretén belül bocsájtotta rendelkezésünkre a sterEOS szoftver azon fejlesztői verzióit, amelyek már tartalmazták az alsó végtagi térbeli rekonstrukciós modult és lehetővé tették a szoftver ezen új funkcionalitásának klinikai eseteken történő tesztelését.

2009 nyarán vált elérhetővé a sterEOS szoftver 1.3 verziója, mely már rendelkezett CE jelöléssel és az alsó végtagi térbeli rekonstrukcióra történő klinikai alkalmazásra vonatkozó hivatalos engedéllyel. Emiatt Intézetünkben a berendezés telepítését követő 2 évben (2007-2009 között) elvégzett EOS 2D/3D alsó végtagi és egész test röntgenvizsgálatok jelentős részén csak ezután indult az alsó végtagi térbeli rekonstrukciós tevékenység.

Az értekezésben bemutatott 2007-2012 közötti vizsgálati periódus második harmadától, az alsó végtagi rekonstrukcióra alkalmas sterEOS szoftver birtokában egyik fő célkitűzésünk volt, hogy az új radiodiagnosztikai vizsgálati eljárást és 3D rekonstrukciós módszert az Intézetünkben folyó klinikai munka integráns részévé tegyük, az ambuláns és fekvőbeteg-ellátási rutintevékenység elengedhetetlen részeként. Ezzel – a világon elsők között – hozzájáruljunk a vizsgálati eljárás klinikai célú bevezetéséhez és meghonosításához.

Ez konkrét célként azt jelentette, hogy az alsó végtagi (elsősorban csípő- és térdízületi) panaszrendszerrel járóbeteg rendelésünkön megjelenő páciensek túlnyomó részének radiológiai vizsgálata az EOS 2D/3D berendezéssel egyidejűleg kivitelezett, kétirányú teljes alsó végtagi röntgenvizsgálattal történjen. Az így nyert kétirányú EOS felvételek alapján az alsó végtagok térbeli rekonstrukciója elkészüljön, és ezek elemzése a hétköznapi klinikai rutin részévé váljon.

Vizsgálatainkat felnőttkorú, 18 éves életkor feletti alanyokon végeztük, a 2009-től rendelkezésünkre álló sterEOS szoftver verzió limitációit is figyelembe véve. A serdülő- és gyermekkorú eseteink alsó végtagi térbeli rekonstrukcióját a szoftver klinikai felhasználási engedélyezésének a 15 év alatti betegekre történt kiterjesztését követően, munkacsoportunk más tagjai, később végezték el. A különböző alsó végtagi elváltozások miatt megváltozott radiológiai kép függvényében, a térbeli rekonstrukció elvégezhetőségének alapvető kérdésén

túl értékelni kívántuk az alsó végtagi klinikai paraméterek normális határokon belüli értékekhez képest történő változását, a 2D és 3D mérési módszerrel kapott paraméterek eltérését egészséges illetve csípő- és térdízületi arthrosisos betegeken.

2.2 Az EOS 2D/3D vizsgálat alkalmazhatósága traumás alsó végtagi elváltozások posztoperatív elemzésére

Az értekezésben bemutatásra kerülő vizsgálatok ezen részére korábbi szervezeti egységünk, a Mozgásszervi Sebészeti Intézet másik tanszékével, a Traumatológiai Klinikai Tanszékkel kollaborációban került sor.

Az EOS 2D/3D berendezés használata világszerte, a mai napig szinte kizárólagosan ortopédiai és ezen belül is gyakran gerincgyógyászati centrumok betegeinek vizsgálatát jelenti [52]. Végtagtörések traumatológiai műtéti rekonstrukcióját követő felhasználásáról nem található közlemény a nemzetközi irodalomban. Az alsó végtagot alkotó hosszú csöves csontok töréseinek ellátása során alapvető követelmény a végtag hosszának, tengelyállásának és rotációjának pontos helyreállítása, stabil oszteoszintézissel. A rutinszerűen végzett posztoperatív kétirányú röntgenvizsgálattal gyakorlatilag nem lehetséges a végtag valós térbeli hosszát, tengelyállását és főként rotációját kiértékelni. Az ellenoldali egészségesnek tekintett végtaggal történő összehasonlító röntgenfelvételekkel is csupán kétdimenziósan és viszonylag pontatlanul lehetséges a hossz- és tengelyállás-értékek különbségét mérni, míg a rotációs eltérés megítélésére nincs mód. CT 3D vizsgálattal viszonylag egyszerűen mérhetőek az eltérések, de ennek elvégzését nehezíti a beültetett fémanyag, valamint a vizsgálat betegre nézve káros, magas ionizáló sugárterhelése [53, 54, 55, 56]. Mindezen szempontokra tekintettel vizsgálatunk célkitűzése az volt, hogy igazoljuk az EOS 2D/3D berendezés alkalmazhatóságát a femur és tibia diaphysis töréseket követő, rutin kétirányú képalkotásban. Ezen túlmenően vizsgálni kívántuk az érintett végtag EOS térbeli rekonstrukció segítségével kapott – ellenoldali végtaghoz viszonyított – hosszának, tengelyállásának és rotációjának jellemzőit.

2.3 Az EOS 2D/3D vizsgálat klinikai alkalmazása a gerincdeformitások pre- és posztoperatív diagnosztikájában

Az EOS 2D/3D berendezés átadását követően 2007 szeptemberétől, napi tevékenységünk másik fő célkitűzése volt, hogy az új radiodiagnosztikai eljárást és az EOS térbeli rekonstrukciós módszert Intézetünk gerincortopédiai tevékenységéhez kapcsolódó munka integráns részévé tegyük. Ezzel – a világon elsők között – hozzájáruljunk a vizsgálati eljárás klinikai célú felhasználásba való bevezetéséhez és meghonosításához.

Ez a célkitűzés konkrétan azt jelentette, hogy lehetőség szerint az összes, gerincdeformitással vagy gerincpanaszokkal a klinikán megjelent beteg szükségesnek tartott radiodiagnosztikája az EOS 2D/3D berendezéssel kivitelezett, egyidejű, kétirányú teljes gerinc röntgenvizsgálattal történjen és az így nyert felvételek alapján a gerincoszlop térbeli rekonstrukciója elkészüljön és ezek elemzése váljon a mindennapi rutin részévé. A műtéti korrekción átesett betegeknél a preoperatív vizsgálatok mellett ugyancsak rutinszerűen kerüljön sor a posztoperatív vizsgálatra, amely alapján ugyancsak a standard klinikai ellátás részeként készüljön el a gerincoszlop térbeli rekonstrukciója.

2.4 Az EOS rekonstrukció értékelése és validálása a gerincdeformitások térbeli jellemzésében

Az EOS 2D/3D berendezés és a hozzá integráns módon kapcsolódó sterEOS térbeli rekonstrukciós szoftver a 2007 évi Európai Uniós engedélyezést követően 2008 végére megkapta az Észak-Amerikai illetékes hatóságoktól is a klinikai célú felhasználás engedélyét. A hivatalos engedélyezési eljárás elsősorban anatómiai fantomokon végzett, az EOS térbeli rekonstrukciónak a CT 3D-hez mint "arany standard"-hoz hasonlított pontosságára és reprodukálhatóságára kiterjedő mérési sorozatokból állt [57].

Intézetünkön kívül a kezdeti években viszonylag kevés berendezés üzemelt klinikai rutinellátási környezetben bárhol a világban, és feltehetően emiatt, nem állt rendelkezésre megfelelő számú, gerincdeformitásban szenvedő betegeken nyert, térbeli rekonstrukcióból származó publikált adat. Főként olyan nem, amely valamely klinikailag elfogadott standard

vizsgálati módszerrel összehasonlításban, a térbeli rekonstrukció klinikai validitásának kérdését célozta volna.

Az EOS rekonstrukció validálása a frontális és sagittalis síkú görbületek jellemzésében

Tekintettel arra, hogy már a kezdeti időszak során is kifejezetten nagy számban végeztünk kétirányú EOS röntgenvizsgálatot és gerincoszlop térbeli rekonstrukciót, célkitűzésként fogalmaztuk meg az általunk vizsgált betegcsoportból kiválasztott mintán egy retrospektív validálási mérési sorozat kivitelezését. Ennek során az EOS térbeli rekonstrukcióval kapott frontális és sagittalis görbületi értékeket hagyományos kézi mérési módszerrel is megállapított értékekkel terveztük összehasonlítani. Emellet terveztük megállapítani a térbeli rekonstrukciók pontosságát és reprodukálhatóságát is.

Elképzelésünk szerint ezzel egyrészt a saját klinikai gyakorlatunkban addigra szinte kizárólagossá váló diagnosztikai eljárás alkalmazhatósága igazolható, másrészt a berendezés további klinikai bevezetéséhez biztosítható – valós klinikai környezetben, nagyszámú betegpopuláción kapott – referencia, amely alapul szolgálhat más gerincgyógyászati centrumok számára az új technológia adaptációjában.

Az EOS rekonstrukció horizontális síkú vetületi képének elemzése

Az EOS 2D/3D berendezés által készített kétirányú röntgenfelvételek radiodiagnosztikai szempontból már önmagukban is nagy előrelépést jelentenek, de az új vizsgálati eljárás legfontosabb újítása a felszíni térbeli rekonstrukció. A frontális és sagittalis síkú vetületben a rekonstrukció eredményeként kapott 3D gerincmodell éppen térbeli mivolta és sterEOS szoftverablakon belüli, szabad elforgathatósága miatt az eddigiekhez képest lényegesen plasztikusabb, életszerűbb vizuális élményt jelent [52]. A térbeli modell horizontális síkban történő megjelenítése (felülnézeti térbeli kompozit kép) azonban korábbi más modalitással nem jeleníthető meg, vagyis teljesen új lehetőséget biztosít, amelynek puszta vizuális értelmezése és elemzése is kifejezetten újszerű, szokatlan élmény.

Tekintettel a berendezés átadását követő első 2 évben keletkezett nagyszámú térbeli rekonstrukciós képanyagunkra, valamint a klinikai területen korábban rendelkezésre álló, adaptálható eljárás hiányára, célul tűztük ki, hogy kialakításra kerüljön egy a rutineljárásban használható új nómenklatúra és legalábbis szemikvantitatív mérési módszer az általunk nyert EOS térbeli rekonstrukciós képek értelmezésére, egymással történő összehasonlíthatóságára,

a műtéti korrekción átesett betegek pre- és posztoperatív vizsgálatának kiértékelésére, különös tekintettel a horizontális vetületi síkú felülnézeti képekre.

2.5 Az EOS rekonstrukcióra alapuló vektoros ábrázolás elemzése és validálása a gerincoszlop térbeli jellemzésére

Az EOS térbeli rekonstrukció vizuális és parametrikus kiértékelése, különösen a horizontális síkú vetületi nézet kompozit térbeli megjelenése a *2.4 alfejezet* célkitűzésével összhangban rövidesen elvezetett egy rutineljárásban alkalmazható nómenklatúra és mérési módszer kialakításához. A felülnézeti kompozit kép, az egymásra vetülő, egymás alatt térben elhelyezkedő csigolyák látványa legalul a medencével azonban kifejezetten komplex vizuális megjelenítés, főként olyan szakemberek számára, akik az EOS 2D/3D berendezés és az EOS térbeli rekonstrukció részleteiben nem jártasak.

Erre tekintettel olyan, elsősorban a felülnézeti kép vizualizálásához, megértéséhez és kiértékeléséhez alkalmas, egyszerűsített megjelenítés kidolgozását tűztük ki célul, amely által a csigolyák térbeli pozíciójával, egymáshoz való viszonyával, axialis rotációjával kapcsolatos információ megőrizhető, és a térbeli rekonstrukció felülnézeti képéhez hasonlóan, a gerincoszlop medencéhez viszonyított relatív elhelyezkedése is számszerűen kifejezhető. A megoldás kialakításánál fontos volt, hogy ez lehetőleg minden külön magyarázat és segédlet nélkül, könnyen értelmezhető vizuális információval szolgáljon gerincortopédiában jártas szakemberek számára. Természetes cél volt, hogy a horizontális vetületi kép értelmezésén túl a megoldás kiterjeszthető legyen a frontális és sagittalis síkú nézetre is, vagyis egyszerűbben szólva, valós 3D megoldást biztosíthassunk.

Lényeges szempont volt az is, hogy a csigolyák absztrakt leegyszerűsítésének folyamatában lehetőség szerint felhasználásra kerüljenek az amerikai Scoliosis Research Society ajánlásai [58], és elkerüljük az eddigi, hasonló próbálkozásokban alkalmazott segédsíkok és többszörös absztrakciók alkalmazását [59-65]. Ezen túlmenően, lényeges szerepet kapott egy tisztán matematikai nyelven is leírható megoldás kialakításának igénye, amely a kvantitatív elemzés kézenfekvő lehetőségén túl, programozási eszközök segítségével, szoftveresen automatizált kiértékelés céljainak is megfelelhet, illetve kutatási célú alkalmazásfejlesztési lépéseket is lehetővé tesz.

A vektor-alapú megjelenítés validálása a gerincoszlop frontális és sagittalis síkú görbületeinek jellemzésében

Vizsgálataink ezen fejezetében az EOS térbeli rekonstrukció validálásához hasonlóan az volt a célunk, hogy a vektor-alapú frontális és sagittalis gerincoszlop görbületi mérési eredményeket validálási vizsgálatnak vessük alá, amelyben a számszerű adatok pontosságát és reprodukálhatóságát elemezzük, az EOS térbeli rekonstrukció validálásához használt, azzal teljesen megegyező módszertan alkalmazásával.

A vizsgálatok másik célja volt, hogy az így nyert validálási adatokkal a csigolyavektor fogalmának bevezetésén túl annak a szakirodalomban történt megjelenését követően a mindennapi klinikai gyakorlatban való bevezetéshez is szilárd alapot szolgáltassunk.

A vektor-alapú ábrázolás alkalmazása a gerincdeformitás progressziójának követésében és a műtéti korrekció értékelésében

A scolioticus elváltozás elsődleges diagnosztikájában a vektor-alapú megjelenítés és kvantitatív elemzés lehetőségének megteremtését, majd ezt követő validációját annak vizsgálata követte, hogy az új eljárás mennyire alkalmas a betegség progressziójának követésére, valamint a műtéti korrekción átesett betegek posztoperatív vizsgálatának összehasonlító elemzésére.

A vizuális elemzésen túl, célkitűzés volt annak részletes vizsgálata, hogy a hagyományos mérési módszer alapján kapott, a progresszió valamint a műtéti korrekció eredményének jellemzésére egyformán használt, frontális görbületi érték változása milyen összefüggéseket mutat a vektor-alapú paraméterekkel, azok változásával, különös tekintettel a horizontális vetületi sík paramétereire. Hangsúlyt kapott annak elemzése is, hogy a frontális görbületi érték és annak változása milyen kapcsolatot mutat a csigolyák oldalirányú kitérését és a csigolyák axialis rotációját reprezentáló vektor-paraméterekkel.

3. BETEGEK ÉS MÓDSZEREK

3.1 Betegpopuláció és a vizsgálati eljárás menete

Betegpopuláció a felnőttkori alsóvégtagi vizsgálatokban

Vizsgálataink ezen részét normális, alsó végtagi elváltozást nem mutató illetve alsó végtagi degeneratív elváltozásban szenvedő betegek csoportjain végeztük *(2. Táblázat)*.

2. Táblázat EOS 2D/3D módszerrel vizsgált felnőttkori alsó végtagi betegcsoportok

betegcsoport (eset)	kizárt (eset)	kétoldali (eset)	egyoldali (eset)	EOS rekonstrukció
normális (N=65)	2	63	2	n=128
coxarthrosis (N=37)	-	16	21	n=53
gonarthrosis (N=32)	-	14	18	n=46

A 65 fős normális betegcsoportban 36 nő és 29 férfi szerepelt, átlagéletkoruk 26,3 év volt (19-39 év között). A 65 beteg 128 végtagján készült 3D rekonstrukció, mert két nő 1-1 végtagját az EOS vizsgálat alatti nem megfelelő lábtartás *(4. Ábra, 33. oldal)* miatt kizártuk.

A 37 fős csípőízületi arthrosisban szenvedő betegcsoport 29 női és 8 férfi betegből állt, 67,8 év átlagéletkorral (45-80 év között). A csoportban 16 beteg kétoldali, 21 egyoldali elváltozással bírt, így összesen 53 végtag térbeli rekonstrukcióját végeztük el.

A térdízületi arthrosisban szenvedő betegcsoport 32 főből állt, a nemek aránya 28/4 (nő/férfi) volt, 67,0 év átlagéletkorral (53-80 év között). A csoportban 14 beteg kétoldali, 18 egyoldali elváltozással bírt, így összesen 46 végtagról készült térbeli rekonstrukció.

Betegpopuláció a traumás alsóvégtagi elváltozások posztoperatív vizsgálatában

Ezen vizsgálataink alanyait a Traumatológiai Klinikai Tanszéken 2009-2010 folyamán alsó végtagi traumás törés miatti oszteoszintézist követően vizsgált 30 beteg képezte.

A törések elhelyezkedés szerint 3 csoportot alkottak: pertrochantericus (n=10), femur diaphysis (n=8) és tibia diaphysis (n=12). A betegek nem szerinti megoszlása 18 nő, 12 férfi, átlagéletkoruk 48,2 év (24-63 év között) volt. A törések AO szerinti klasszifikációs beosztását a következő oldalon lévő *3. Táblázat* foglalja össze.

3. Táblázat Alsó végtagi traumás törés miatti oszteoszintézist követően EOS 2D/3D módszerrel vizsgált betegek AO szerinti beosztása

törés rögzítés	AO beosztás	eset (db)
Gamma-szeg (n=10)	31A1	3
	31A2	6
	31A3	1
femur velőűrszeg (n=8)	32A	2
	32B	4
	32C	2
tibia velőűrszeg (n=9)	42A	3
	42B	4
	42C	2
tibia menetstabil lemez (n=3)	42C	1
	43A	2

Betegpopuláció a térbeli gerincrekonstrukciók validálási vizsgálatában

A vizsgálati minta az Ortopédiai Klinikai Tanszék járóbetegellátásán 2007 júliusa és 2009 szeptembere közötti időszakban megjelent betegek közül kiválasztott, összesen 201 személyt magába foglaló, nem-randomizált, retrospektív vizsgálat eredményeit tartalmazza. A populációban 170 nő és 31 férfi szerepelt, átlagéletkoruk 19,88 év (SD=±10,14) volt. A kiválasztott személyek között 10 fiatal, egészséges sportoló mellett 175 egyén adoleszcens idiopathiás gerincferdülés, 11 degeneratív gerincferdülés, valamint további öt Scheuermann-betegség miatt került ortopédiai vizsgálatra.

A *2.4* és *2.5 alfejezet* célkitűzéseinek megfelelően a fenti betegpopulációt a frontális síkú gerincoszlop-deviáció nagysága szerint alcsoportokba soroltuk a Cobb-mérőmódszerrel kapott érték alapján, ebben a felosztásban: 0-10˚ (1. csoport, n=36), 10-25˚ (2. csoport, n=25), 25-50˚ (3. csoport, n=69), 50-75˚ (4. csoport, n=49), illetve 75˚ és afölött (5. csoport, n=22).

Betegpopuláció a gerincdeformitás progressziójának és a műtéti korrekció eredményének elemzésében

Az eredeti 201 fős vizsgálati populációban összesen öt vizsgálati alany mindösszesen tizenegy, különböző dátummal, legalább három hónapos különbséggel készült EOS vizsgálati

esete is szerepelt. Ezek alapján lehetőségünk nyílott a betegség progresszióját elemezni, a *2.5 alfejezetben* leírt célkitűzésnek megfelelően.

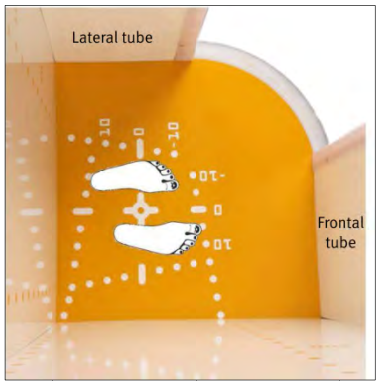
A vizsgálati időperiódusban a kiválasztott 201 fős populációból 95 fiatalkori idiopathiás gerincferdülésben szenvedő beteg műtéti korrekciót követő, posztoperatív vizsgálatának eredményei is feldolgozásra kerültek, szintén a *2.5 alfejezetben* leírt célkitűzés szerinti vizsgálatban. Ezen 95 fős alcsoport demográfiai jellemzői és a gerincoszlop görbületek Lenke-féle klasszifikáció szerinti felosztása a következő volt: férfi/nő arány: 8/87, átlagéletkor: 18,6 év (SD = ± 7,41); Lenke 1 típus: n=30, Lenke 2 típus: n=1, Lenke 3 típus: n=36, Lenke 4 típus: n=2, Lenke 5 típus: n=14 és Lenke 6 típus: n=12. A műtéti korrekció a Cotrel és Dubousset által bevezetett, 3D elv alapján [126, 127], SCS implantátumok (Scient'X, Bordeaux, France) felhasználásával történt.

3.2 A vizsgálati eljárások menete

Standard alsó végtag vizsgálati procedúra

Az értekezésben bemutatásra kerülő összes alsó végtagi elemzés az EOS 2D/3D berendezéssel (EOS Imaging S.A., Paris, France) kivitelezett, alacsony sugárdózisú, egyidejű kétirányú, álló testhelyzetben történő röntgenvizsgálatot jelentett [52].

A röntgenfelvétel készítése alatt a beteg a röntgencsővel szemben, álló helyzetben, mozdulatlanul helyezkedett el. A két alsó végtag csontjainak oldalirányú felvételen történő optimális elkülönítése céljából a beteg lábtartása a vizsgálathoz ajánlott speciális helyzetben volt, a jobb láb minimális (8-10 cm) előre történő elhelyezésével (*4. Ábra*). Ezt a lábtartást alkalmaztuk a vizsgált felnőttkorú ortopédiai betegek és traumatológiai betegek esetében is. A vizsgálat alatti mozdulatlanság elősegítése céljából a betegek szükség esetén kezükkel támaszkodhattak vagy kapaszkodhattak.



4. Ábra Alsó végtagi EOS röntgenvizsgálathoz javasolt lábtartás sematikus képe
(Az ábra felhasználása az EOS Imaging S.A., Paris, France engedélyével történt)

Az ortopédiai betegek röntgenvizsgálata ambuláns megjelenésük napján történt, a traumatológiai betegekére az oszteoszintézist követő 6. hét és 6. hónap között került sor.
A vizsgálat eredményeként keletkezett anterioposterior (AP) és oldalirányú (LAT) digitális röntgenképek tárolása az intézményi digitális képarchiváló radiológiai (PACS) rendszerben (Aspyra AccessNET v.6.2, Aspyra LLC, Westlake Village, CA, USA) történt. A kétirányú röntgenképek alapján, a *3.3 alfejezetben* leírásra kerülő módszerrel, sterEOS célszoftverrel (v.1.4.2.4850, EOS Imaging S.A., Paris, France) az alsó végtagról és a medencéről EOS 3D felszíni térbeli rekonstrukció készült.

Az így készített térbeli alsó végtag- és medencemodellen az összes mérvadó és klinikailag releváns paraméter automatikusan kiszámításra és elmentésre került a sterEOS szoftver által. A kapott klinikai paramétereket egy erre a célra kialakított esetadatbázisban (Microsoft Excel v11.0, Microsoft Corp., Redmond, Washington, USA) tároltuk további feldolgozásukig.

Standard teljes gerincoszlop vizsgálati procedúra

A gerincoszlop vizsgálati procedúrája ugyancsak EOS 2D/3D berendezéssel végzett, kétirányú, álló testhelyzetű, teljes gerinc röntgenvizsgálattal indult [52].

A vizsgálat alatt a beteg a röntgencsővel szemben, álló helyzetben, mozdulatlanul helyezkedik el, lélegzetét az expozíció teljes időtartamára visszatartva. A háti gerincszakasz oldalirányú felvételen történő optimális megjelenítése és a felkarcsontok rávetülésének kiküszöbölése céljából a beteg kartartása a vizsgálathoz ajánlott, könyökben 30-40 fokos szögben behajlított, a könyököt a felsőtest szintje elé vivő, az ujjakkal az arcot érintő testhelyzet volt [66]. A műtéti korrekción átesett betegcsoportban a vizsgálatot a beavatkozás előtt 2-3 héttel és a műtétet követő 3. napon is elvégeztük. A vizsgálat eredményeként keletkezett kétirányú digitális röntgenképek tárolása szintén az intézményi PACS rendszerben történt. A kétirányú röntgenképek alapján, a *3.3 alfejezetben* leírásra kerülő módszerrel, sterEOS 3D szoftverrel (v.1.3.4.3740, EOS Imaging S.A., Paris, France) a háti és ágyéki gerincszakaszról, valamint a medencéről felszíni térbeli rekonstrukció készült.

Az így készített térbeli gerinc- és medencemodellen az összes mérvadó és klinikailag releváns paraméter automatikusan kiszámításra és elmentésre került a sterEOS szoftver által.

Az így kapott paramétereket szintén Microsoft Excel esetadatbázisban tároltuk további feldolgozásukig.

Kiegészítő lépések a gerincdeformitások validálási vizsgálataiban

A *3.5* és *3.7 alfejezetben* részletesen ismertetésre kerülő validálási módszerekhez az EOS kétirányú röntgenfelvételeken a gerincoszlop görbületeinek kézi módszerrel végzett mérése is megtörtént, a frontális síkú görbületeké a Cobb-módszer, a sagittalis görbületeké a módosított Cobb-módszer szerint [78]. A *3.7 alfejezet* célkitűzéséhez szükséges volt ugyancsak hagyományos kézi módszer segítségével megmérni az ágyéki L_5 csigolya csigolya sagittalis irányú ékesedését okozó deformációt, az oldalirányú EOS röntgenfelvétel segítségével. A mérésekhez az intézményi PACS rendszer munkaállomás szoftverének (Aspyra AccessNET MedView v.6.2, Aspyra LLC, Westlake Village, CA, USA) digitális Cobb-szög mérőeszközét használtuk, és a kapott mérési eredményeket az erre a célra kialakított esetadatbázisban tároltuk a további adatfeldolgozásig.

A vizsgálati procedúrákban alkalmazott statisztikai analízis körülményei

A további adatfeldolgozás és statisztikai analízis minden vizsgálatban SPSS statisztikai programcsomaggal történt (SPSS v16.0, IBM Corp., Armonk, NY, USA). Statisztikailag szignifikánsnak, azaz validnak tekintettük azt az eredményt, amelynek hibahatára 5%-nál kisebb volt ($p < 0,05$). A számításokban kapott átlagértékeket azok kétszeres standard deviációjának illetve 95%-os konfidencia tartományának értékeivel együtt tüntettük fel.

3.3 Az EOS térbeli rekonstrukció

Az értekezésben bemutatott vizsgálatokhoz a sterEOS szoftver gyártói szoftverkarbantartás keretében 2007-2012 között folyamatosan frissített, hivatalosan támogatott verzióit használtuk, vizsgálati csoportonként uniform módon:

- gerincoszlop vizsgálatok: sterEOS v1.3.4.3740;
- ortopédiai felnőtt alsóvégtagi vizsgálatok: sterEOS v1.4.2.4850;
- traumatológiai posztoperatív vizsgálatok: sterEOS v1.4.2.4850;

Az alsó végtag térbeli rekonstrukciója

Az alsó végtag csontjainak térbeli rekonstrukciós folyamata a sterEOS szoftverben alapértelmezetten két, egymástól komplexitásban és főként ráfordított időtartamban eltérő módszerrel történhet: "fast 3D" és "full 3D" módon [47]. Míg az előbbi valóban igen gyors, 2-3 perces időtartamú módszer az alsó végtag valós hosszának és tengelyállásának térbeli megállapítására, utóbbi az érintett csontok felszíni térbeli rekonstrukciójának elkészítését követően az összes releváns klinikai paraméter térbeli értékének kiszámítására szolgál.

Ortopédiai betegcsoportunkon és a traumás alsó végtagi műtéteket követő vizsgálatainkban egyaránt az utóbbi módszer került alkalmazásra. A "full 3D" – szoftver operátor által túlnyomórészt kézi vezérlést igénylő – lépései az alábbiak.

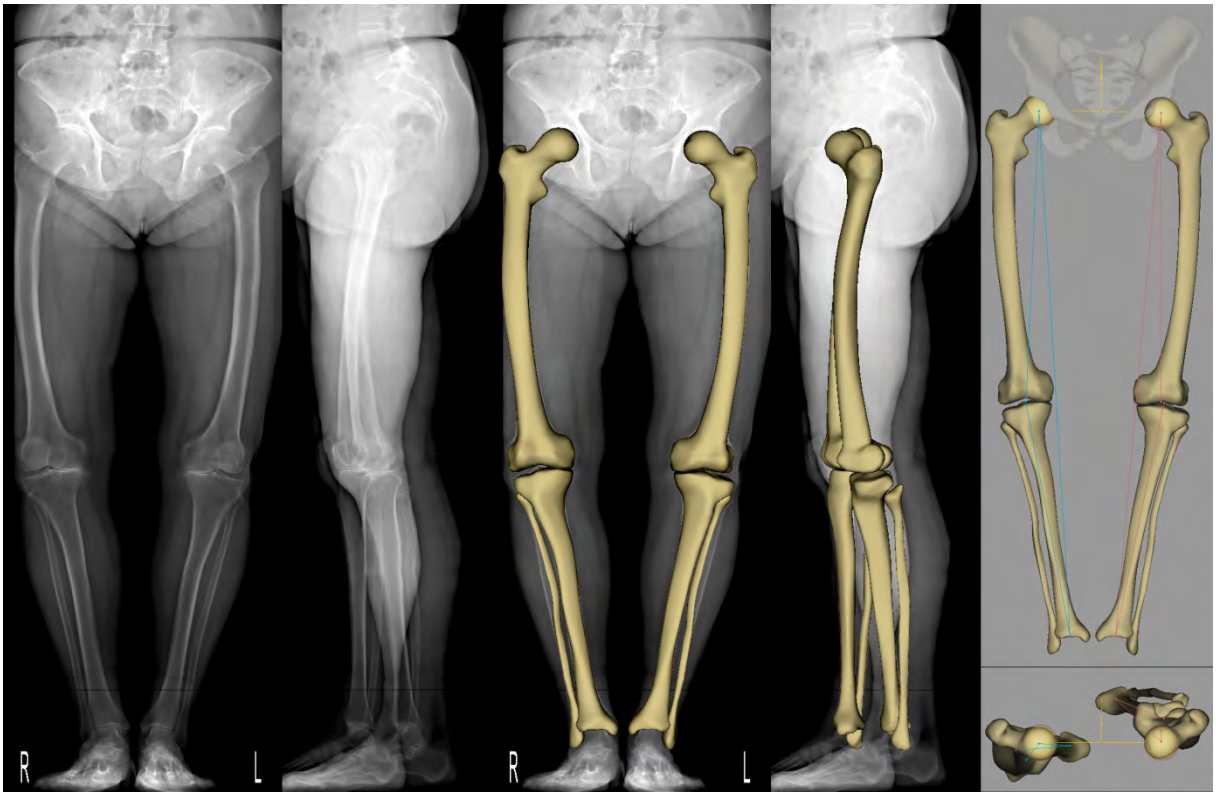
A sterEOS alkalmazásba betöltésre került EOS 2D AP és LAT röntgenképeken elsőként a medence klinikai paraméterei és a vizsgálat alanyára egyénre szabott, specifikus referencia-sík ("Patient Plane") meghatározása miatt szükséges a medence meghatározott elemei – a sacrum plató és a két acetabulum – vetületi kontúrjainak regisztrálása.

Ezt követően, a röntgenfelvételen ábrázolódó alsó végtagi csontokon distalis irányban az AP majd a LAT képen szimultán haladva, egymást követő sorrendben a következő anatómiai referenciapontok regisztrálása szükséges: femurfej kontúrja, femur diaphysis alsó harmad átmérőjének felezőpontja, femur condylusok középpontja és hozzávetőleges mérete és a fossa intercondylaris középpontja, a tibia eminentia intercondylaris, a facies articularis inferior tibiae középpontja, a femurnyak-kontúr legszélesebb átmérőjének két metszőpontja, a femur középső harmadát befoglaló 4 kontúrpont, végül a medialis és laterális femur condylus azonosítása a LAT képen.

A következő lépésben ezen referenciapontok alapján a sterEOS szoftver a beépített generikus femur és tibia 3D modellből statisztikai algoritmusok segítségével létrehoz egy kezdeti femur és tibia felszíni 3D modellt, a medence ún. "pszeudo" modelljével együtt. A kezdeti femur és tibia térbeli modellen saját kijelölt pontjaik manipulálásával további módosítások végezhetők el. Ezek a manipulációs pontok a következők: femurfej középpont, proximalis metaphysis középpont, femur nyakátmérő vastagság, kis- és nagytrochanter méret és alak, femur diaphysis átmérő és lefutás, femur distalis metaphysis, femur condylusok, proximalis tibia metaphysis, eminentia intercondylaris, tibia plató, tibia diaphysis, facies articularis inferior tibiae, medialis és laterális bokanyúlvány.

E pontok szoftveres manipulálásával mind hosszméret- és átmérőbeli, mind alaki változtatásokat lehet elérni a modell non-lineáris deformációjának révén mindaddig, amíg a térbeli modell kontúrjai lehetőség szerint tökéletesen illeszkednek a AP és LAT röntgenképen látott csontkontúrokra. Ez a folyamat tipikus esetben és gyakorlott szoftveroperátort feltételezve, végtagonként átlagosan 8-15 percet vesz igénybe.

Ezt követően az elkészült térbeli modell elmentésre kerül és az eredeti kétirányú röntgenfelvételhez kapcsolt ún. "másodlagos mentésnek" nevezett DICOM formátumú állományként bármikor elérhető. A térbeli modell önmagában, külön szoftverablakban megjeleníthető és szabadon elforgatható, valamint az eredeti AP és LAT röntgenfelvételekre szuperponáltan is ábrázolható (*5. Ábra*). A napi gyakorlatban a frontális, sagittalis és horizontális síkbeli nézetekben, illetve az AP/LAT röntgenfelvételekkel kombinálva történt a rekonstrukciók vizuális értékelése.



5. Ábra Időskori degeneratív csípő- és térdízületi arthrosis EOS 2D/3D vizsgálata sterEOS térbeli rekonstrukcióval

Kétirányú AP és LAT EOS röntgenfelvételek *(balról 1-2. kép)* mindkét oldali csípő- és térdízületben súlyos fokú arthroticus elváltozások jeleivel. Az eredeti röntgenfelvételekre szuperponált, alsó végtagi EOS 3D rekonstrukció *(balról 3-4. kép)* illetve a térbeli rekonstrukcióval alkotott sterEOS 3D modell frontális *(jobb felső sarok)* és horizontális síkbeli vetületi nézetben *(jobb alsó sarok)*.

Az elkészült 3D modell alapján a medence és az alsó végtag összes klinikailag releváns paramétere a szoftverben tárolt számítási algoritmusokkal automatikusan meghatározásra kerül, amelyek immár kizárólag a térbeli modellen alapszanak. A térbeli rekonstrukciók minden egyes esetben a medencére is kiterjedtek, így a sterEOS szoftver képes volt a vizsgált egyén acetabularis középpontjain áthaladó, frontális referencia síkhoz (Patient Plane – a vizsgált beteg saját frontális fősíkja, függetlenül annak az EOS vizsgálat alatti AP sugárforráshoz képest merőleges helyzetétől) viszonyított, valós 3D paramétereket kiszámítani és Microsoft Excel adatállományként exportálni.

Az *5. Ábrán* bemutatott klinikai eset 3D modelljéhez kapcsolódó klinikai paraméter-értékeket a *4. Táblázat* mutatja be. A kinyerhető paraméterek teljes listáját és magyarázatát a következő oldalon található *5. Táblázat* tartalmazza.

4. Táblázat Időskori degeneratív csípő- és térdízületi arthrosisban szenvedő eset sterEOS térbeli rekonstrukciós paraméterei

Medence paraméterek	**Patient Plane[1]**	**Radio Plane[2]**
medence incidencia (°)	58,5	57,9
sacrum lejtés (°)	38,4	38,1
sagittalis medence billenés (°)	20,1	19,8
laterális medence dőlés (mm)	4	4
medence axialis rotáció (°)	0,0	-1,6

Alsó végtag paraméterek	**jobb**		**bal**	
	3D	**2D**	**3D**	**2D**
femur hossz (cm)	39,1	39,1	39,2	39,1
tibia hossz (cm)	32,3	32,4	32,2	32,2
Teljes alsó végtag hossz (cm)	71,2	71,2	71,2	71,0
femurfej átmérő (mm)	46	-	45	-
femoralis offset (mm)	51	-	49	-
combnyak hossz (mm)	60	-	57	-
collodiaphysealis szög (°)	121,5	127,7	121,8	129,8
térd valgus/varus (°)	-14,0	-14,9	-12,0	-12,0
térd flessum/recurvatum (°)	-0,3	2,7	0,6	3,1
femur mechanikai tengelyszög (°)	84,2	84,6	88,9	88,9
tibia mechanikai tengelyszög (°)	88,2	86,2	86,7	85,1
HKS (°)	12,1	12,7	12,7	13,3
femur torzió (°)	30,1	-	32,8	-
tibia torzió (°)	15,8	-	10,1	-
femorotibialis rotáció (°)	16,0	-	13,8	-

[1]Patient Plane: a vizsgált beteg testének EOS vizsgálat alatti saját frontális fősíkja, függetlenül annak az EOS Radio Plane-hez viszonyított helyzetétől; [2]Radio Plane: az EOS AP sugárforrásra merőleges frontális fősík
A táblázatban dokumentált klinikai eset EOS 2D/3D rekonstrukcióval készült képanyaga az 5. Ábrán található.

5. Táblázat Alsó végtagi 3D rekonstrukciós paraméterek a sterEOS szoftverben

medence paraméterek	
medence incidencia (°)	a sacrum plató középpontját az interacetabularis tengely középpontjával összekötő egyenes és a sacrum plató egyenese által bezárt szög a sagittalis síkban
sacrum lejtés (°)	a sacrum plató egyenese és a horizontális referenciavonal által bezárt szög a sagittalis síkban
sagittalis medence billenés (°)	a sacrum plató középpontját az interacetabularis tengely középpontjával összekötő egyenes és a vertikális referenciavonal által bezárt szög a sagittalis síkban
laterális medence dőlés (mm)	az acetabulumok középpontjai közti eltérés a frontális síkban
medence axialis rotáció (°)	az interacetabularis tengely és az EOS 2D felvétel frontális fősíkja által bezárt szög, horizontális síkú vetületben

alsó végtag paraméterek	
femur hossz (cm)	a femur mechanikai tengelyének hossza
tibia hossz (cm)	a tibia mechanikai tengelyének hossza
teljes alsó végtag hossz (cm)	a teljes alsó végtag mechanikai tengelyének hossza
femurfej átmérő (mm)	a femurfej átmérője, oválisként értelmezve
femoralis offset (mm)	a femurfej középpontjának távolsága a femur anatómiai tengelyétől
combnyak hossz (mm)	a combnyak tengelyének hossza a femurfej középpontjától a femur anatómiai tengelyéig
collodiaphysealis szög (°)	a combnyak- és a femur anatómiai tengelye által bezárt szög
térd valgus/varus (°)	a femur és a tibia mechanikai tengelyének szöge a frontális síkban, értéke varus állásban negatív, valgus állásban pozitív
térd flessum/recurvatum (°)	a femur és a tibia mechanikai tengelyének szöge a sagittalis síkban, értéke recurvatum esetén negatív, flessum esetén pozitív
femur mechanikai tengelyszög (°)	a femur mechanikai tengelye és a két femur condylus legdistalisabb ponjait összekötő szakasz közti medialis szög a frontális síkban
tibia mechanikai tengelyszög (°)	a tibia mechanikai tengelye és a tibia plató érintő egyenese között mért medialis szög a frontális síkban
HKS (hip-knee-shaft) (°)	a femur mechanikai és anatómiai tengelye által bezárt szög a frontális síkban
femur torzió (°)	a combnyak tengely és a femur hátsó bicondylaris tengely által bezárt szög a femur mechanikai tengelyére merőleges síkban; értéke combnyak anteverzióban pozitív, retroverzióban negatív
tibia torzió (°)	a tibia plató két leghátsó pontját érintő egyenes és a bimalleolaris egyenes által bezárt szög a tibia mechanikai tengelyére merőleges síkban; értéke pozitív a tibia kifelé rotációjakor, negatív befelé rotációjakor
femorotibialis rotáció (°)	a femur hátsó bicondylaris tengelye és tibia plató két leghátsó pontját érintő egyenes által bezárt szög a femur mechanikai tengelyére merőleges síkban

A gerincoszlop térbeli rekonstrukciója

A gerincoszlop térbeli rekonstrukciójának folyamata a sterEOS alapértelmezésben ugyancsak kétféle különálló, választható módszerével történhet: "fast 3D" illetve "full 3D" módon [45]. Vizsgálataink során az összes térbeli rekonstrukcióhoz ezen utóbbi módszert

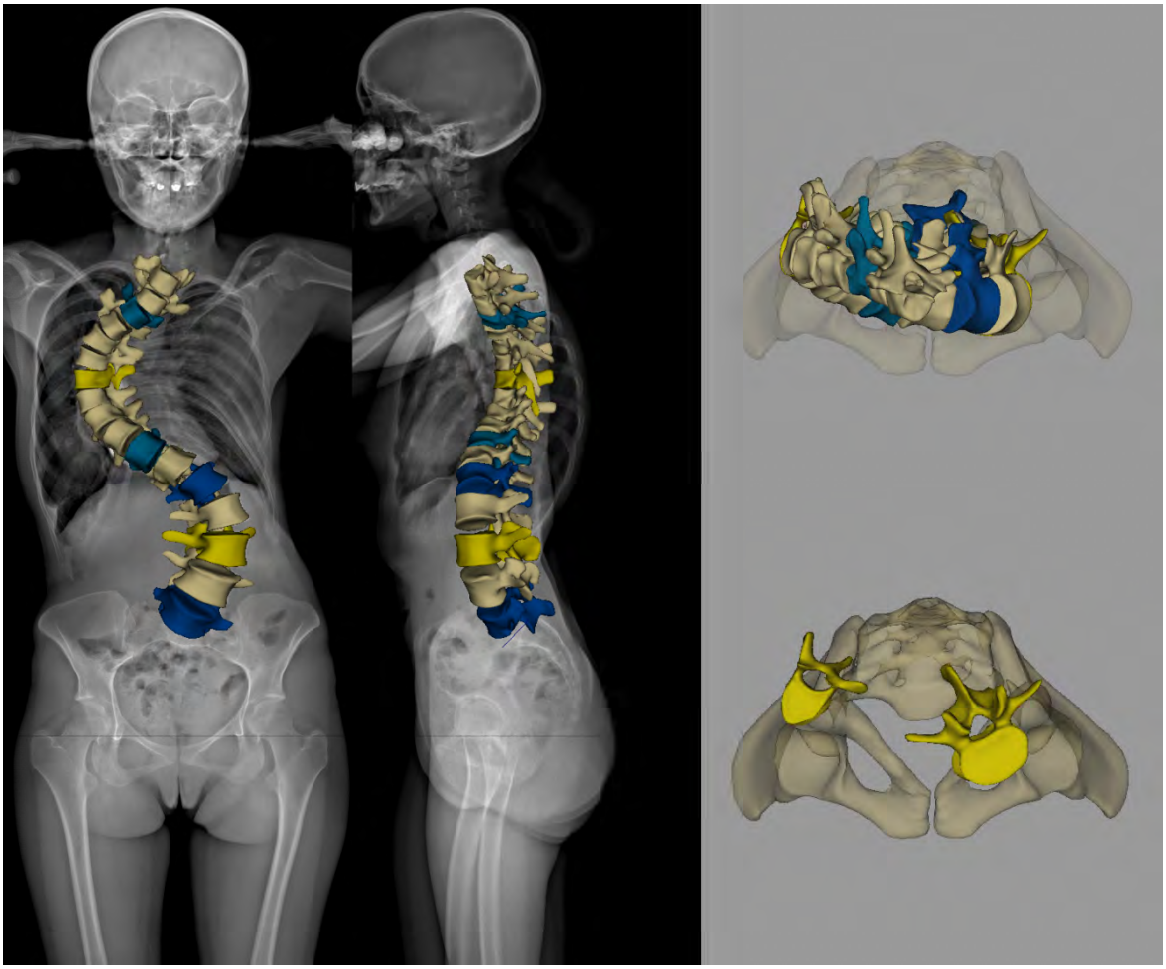
követtük. A "full 3D" módszer – operátor által túlnyomórészt kézi vezérlést igénylő – lépéseit az alábbiakban ismertetem.

Elsőként a medence klinikai paraméterei és a vizsgálat alanyára egyénileg specifikus ún. referencia-sík meghatározása miatt szükséges a medence előre meghatározott elemei – a sacrum plató és a két acetabulum – vetületi kontúrjainak regisztrálása, mind az AP, mind a LAT röntgenképen. A felvételekben tárolt térbeli kalibrációs adatok és a regisztrált medence alkotórészek alapján meghatározható egyén-specifikus referencia-sík segítségével lehetséges az egyes térbeli objektumok egymáshoz viszonyított, valós térbeli paramétereinek a páciens EOS berendezésben elfoglalt pillanatnyi pozícionálásától függetlenül történő meghatározása.

Következő lépésként az AP majd LAT felvételen a gerincoszlop középvonali lefutásának megfelelően, a háti első (T_1) csigolya felső zárólemeze és az ágyéki utolsó (L_5) csigolya alsó zárólemeze között hajlított görbe rajzolása és a gerincoszlop szélességének megfelelően felülről lefelé szélesedő térbeli henger létrehozása történik. Ezután a sterEOS szoftverben tárolt matematikai algoritmusok és az előző lépésben létrehozott térbeli henger valamint a generikus csigolya- és medence 3D modell-adatbázis alapján a szoftver egy sztöchiometrikus, "optimális" kezdeti térbeli gerincoszlop modellt hoz létre. Ez az iniciális térbeli modell az eredeti AP és LAT röntgenképekre szuperponáltan, kontúrrajzolatként jelenik meg és a sterEOS szoftverben előre meghatározott szabályok szerint manipulálható. Az egyes csigolyák mozgatására, forgatására és méretbeli módosítására szolgáló, színkódolt referencia pontok segítségével transzlációs, rotációs műveletek és a csigolyák felszíni alakjának változtatására szolgáló, a kontúrrajzolatok non-lineáris deformációjával történő manuális interakciók végezhetők.

A térbeli gerincoszlop-modell pontjainak és kontúrrajzolatának lépcsőzetesen végzett, a pediculusok, a csigolyatest és a csigolyanyúlványok, egyes csigolyánként történő interaktív módosításával a kezdeti generikus modellből a vizsgált egyénre specifikus és élethű térbeli modell kreálható. A cél a virtuális 3D modell kontúrvonalai és a röntgenfelvételeken ábrázolt csontkontúrok között a lehető legpontosabb illeszkedés és átfedés elérése. Ez tipikus esetben és gyakorlott szoftveroperátort feltételezve, átlagosan 20-30 percet vesz igénybe.

Az elkészült térbeli modell elmenthető és az eredeti kétirányú röntgenfelvételhez kapcsolt, DICOM formátumú állományként érhető el (*6. Ábra, a következő oldalon*).



6. Ábra Súlyos fokú kettős főgörbülettel járó gerincdeformitás ábrázolása álló testhelyzetű, kétirányú EOS vizsgálat alapján készült sterEOS térbeli rekonstrukcióval
A térbeli gerincmodell frontális és sagittalis síkú vetületi nézetének megjelenítése az AP és LAT röntgenfelvételre szuperponáltan (*baloldalon*); a gerinc- és medence 3D modell horizontális síkú vetület felülnézeti képe (*jobbra felül)*; a T_7 és L_3 apicalis csigolyák térbeli elhelyezkedése a medencéhez viszonyítva (*jobbra alul)*
Az EOS térbeli rekonstrukció a *21. oldal 1. Ábráján* látható kétirányú EOS röntgenvizsgálat alapján készült.

A gerincoszlop és az egyes csigolyák relatív pozíciója együttesen és egyenként is megjeleníthető a medencéhez viszonyítva, a tér tetszőleges irányában. A napi gyakorlatban a frontális, sagittalis és horizontális síkú vetületi nézetekben történt a térbeli rekonstrukciók vizuális értékelése.

Az elkészült 3D modell alapján a gerincoszlop és a medence összes klinikailag releváns paramétere a szoftverben tárolt számítási algoritmusokkal automatikusan meghatározásra kerül, melyek a vizsgált egyén vizsgálat alatti saját frontális referencia-síkjának ("Patient Plane") ismeretében már kizárólag a térbeli modellen alapszanak. Az adatok szabványos Microsoft Excel formátumban exportálhatók. A klinikai paraméterek listáját a *6. Ábrán* bemutatott esethez kapcsolódóan a következő oldalon lévő *6. Táblázat* mutatja be.

6. Táblázat Súlyos fokú kettős görbülettel járó gerincdeformitás sterEOS térbeli rekonstrukciós paraméterei

medence paraméterek	**Patient Plane[1]**	**Radio Plane[2]**
medence incidencia (°)	70,9	70,8
sacrum lejtés (°)	46,7	46,7
sagittalis medence billenés (°)	24,2	24,1
laterális medence dőlés (mm)	1	1
medence axialis rotáció (°)	0,0	1,4

scoliosis paraméterek	**Patient Plane**	**Radio Plane**
Cobb-szög (T_3-T_7-T_{11}) (°)	115,5	117,8
axialis apicalis csigolyarotáció T_7 (°)	-36,2	-34,8
Cobb-szög (L_1-L_3-L_5) (°)	71,0	73,7
axialis apicalis csigolyarotáció L_3 (°)	22,6	24,0

sagittalis egyensúly	**Patient Plane**	**Radio Plane**
T_1-T_{12} kyphosis (°)	14,3	16,2
T_4-T_{12} kyphosis (°)	20,7	23,1
L_1-L_5 lordosis (°)	36,3	37,6
L_1-S_1 lordosis (°)	47,5	48,4

csigolya orientáció	**Patient Plane**			**Radio Plane**		
	frontális	**laterális**	**axialis**	**frontális**	**laterális**	**axialis**
T_1 (°)	-33,7	12,0	11,5	-33,9	11,2	12,7
T_2 (°)	-38,9	12,1	1,3	-39,1	11,3	2,3
T_3 (°)	-55,6	10,1	1,1	-55,7	9,0	1,8
T_4 (°)	-52,0	12,9	9,3	-52,2	11,8	10,2
T_5 (°)	-39,5	11,7	-27,0	-39,7	10,8	-26,0
T_6 (°)	-19,6	6,1	-39,1	-19,7	5,6	-37,8
T_7 (°)	2,6	-4,2	-36,2	2,7	-4,1	-34,8
T_8 (°)	15,5	-14,2	-30,8	15,8	-13,9	-29,5
T_9 (°)	31,3	-22,9	-19,2	31,8	-22,2	-18,0
T_{10} (°)	55,6	-19,2	-3,7	55,9	-18,1	-2,9
T_{11} (°)	57,7	-11,5	1,2	57,8	-10,3	2,0
T_{12} (°)	55,6	-4,4	5,9	55,7	-3,3	6,7
L_1 (°)	42,5	1,7	17,4	42,4	2,6	18,3
L_2 (°)	19,7	2,9	27,1	19,6	3,4	28,4
L_3 (°)	-7,7	8,1	22,6	-7,8	7,9	24,0
L_4 (°)	-26,5	20,9	17,6	-26,9	20,3	18,9
L_5 (°)	-29,3	30,1	3,1	-30,0	29,5	4,5

intervertebralis rotáció	**Radio Plane**		
	frontális	**laterális**	**axialis**
T_1-T_2 (°)	5,1	-0,2	11,3
T_2-T_3 (°)	16,4	2,1	3,1
T_3-T_4 (°)	-4,0	-2,2	-9,1
T_4-T_5 (°)	-11,5	-4,2	33,3
T_5-T_6 (°)	-19,1	-7,5	7,7
T_6-T_7 (°)	-24,0	-4,7	-4,3
T_7-T_8 (°)	-16,1	1,7	-3,0
T_8-T_9 (°)	-17,2	2,4	-6,1
T_9-T_{10} (°)	-22,0	-6,7	-7,9
T_{10}-T_{11} (°)	-2,1	-7,7	-4,6
T_{11}-T_{12} (°)	1,3	-7,3	-4,9
T_{12}-L_1 (°)	10,8	-9,7	-10,8
L_1-L_2 (°)	20,1	-11,1	-6,8
L_2-L_3 (°)	24,0	-14,2	10,2
L_3-L_4 (°)	14,7	-16,9	12,0
L_4-L_5 (°)	2,2	-9,3	15,9

[1]Patient Plane: a vizsgált beteg testének EOS vizsgálat alatti saját frontális fősíkja, függetlenül annak az EOS Radio Plane-hez viszonyított helyzetétől; [2]Radio Plane: az EOS AP sugárforrásra merőleges frontális fősík

A táblázatban dokumentált klinikai eset EOS 2D/3D rekonstrukcióval készült képanyaga a 6. Ábrán található.

3.4 Az alsó végtagi EOS rekonstrukció alapján nyert paraméterek értékelése

Az alsó végtagi sterEOS térbeli rekonstrukció végeztével minden esetben elmentettük a szoftver által kiszámolt klinikai paramétereket, amelyeket a *5. Táblázatban* előzőekben már összefoglaltunk. Tekintve, hogy a sterEOS szoftver minden befejezett és teljesértékű térbeli rekonstrukcióhoz automatikusan elvégzi az összes paraméter kiszámítását, a konkrét vizsgálati cél határozta meg, hogy ezek közül melyiket milyen módon használtuk fel vizsgálatainkban.

A felnőtt ortopédiai betegmintán végzett vizsgálatunkban a normális, valamint a csípő- és térdízületi arthrosis tüneteit mutató csoportok összes releváns paraméter átlagértékét saját csoporton belül, önmagában illetve a csoportok között összehasonlítva is értékeltük.

A traumatológiai betegcsoportunkon minden eset mindkét végtagi paraméter értékét rögzítettük, majd az operált oldalét az ellenoldali, normál referenciának tekintett ép végtag következő paramétereivel hasonlítottuk össze: femur és tibia hossza, teljes végtaghossz, femur és tibia anatómiai és mechanikai tengelye, a tibia és femur rotációja, a collodiaphysealis szög, valamint a térd varus/valgus illetve flessum/recurvatum szöge.

3.5 Az EOS rekonstrukcióval nyert frontális és sagittalis görbületi paraméterek validálása

Az EOS térbeli rekonstrukciók alapján nyert frontális és sagittalis görbületi paraméterek validálása a klinikai gyakorlatban rutinmódszerként használt Cobb-módszer szerinti, manuális 2D szögmérésekkel kapott értékekhez viszonyított vizsgálatokból állt [78]. Ezek során a kapott adatok pontosságát, megbízhatóságát és reprodukálhatóságát ellenőriztük statisztikai módszerekkel.

A méréseket három, mind a kézi mérések, mind az EOS térbeli rekonstrukcióban jártassággal rendelkező klinikai orvos illetve szakorvos végezte, a vizsgálatokba beválasztott 201 vizsgálati alanyunkról készült kétirányú EOS röntgenfelvételeken. A hagyományos kézi mérési módszerek vizsgálók közötti reprodukálhatóságát legnagyobb mértékben, negatív módon befolyásoló körülmény kiküszöbölése végett, a frontális görbületek felső és alsó

zárócsigolyájának meghatározása minden esetre nézve, előzetes egyeztetetésre került a három vizsgáló között [79, 109]. Minden manuális 2D mérést 3-3 alkalommal ismételtünk, miközben a mérési sorozat egyes tagjai random sorrendben és anonimizált módon kerültek a vizsgálók elé. Az EOS térbeli rekonstrukció "full 3D" verzióját minden vizsgáló 2-2 alkalommal végezte el, az összes esetre nézve. A mérési sorozatokban kapott frontális görbületi szögek, a T_4-T_{12} kyphosis illetve az L_1-L_5 lordosis értékek statisztikai elemzése SPSS v16.0 statisztikai programcsomaggal történt.

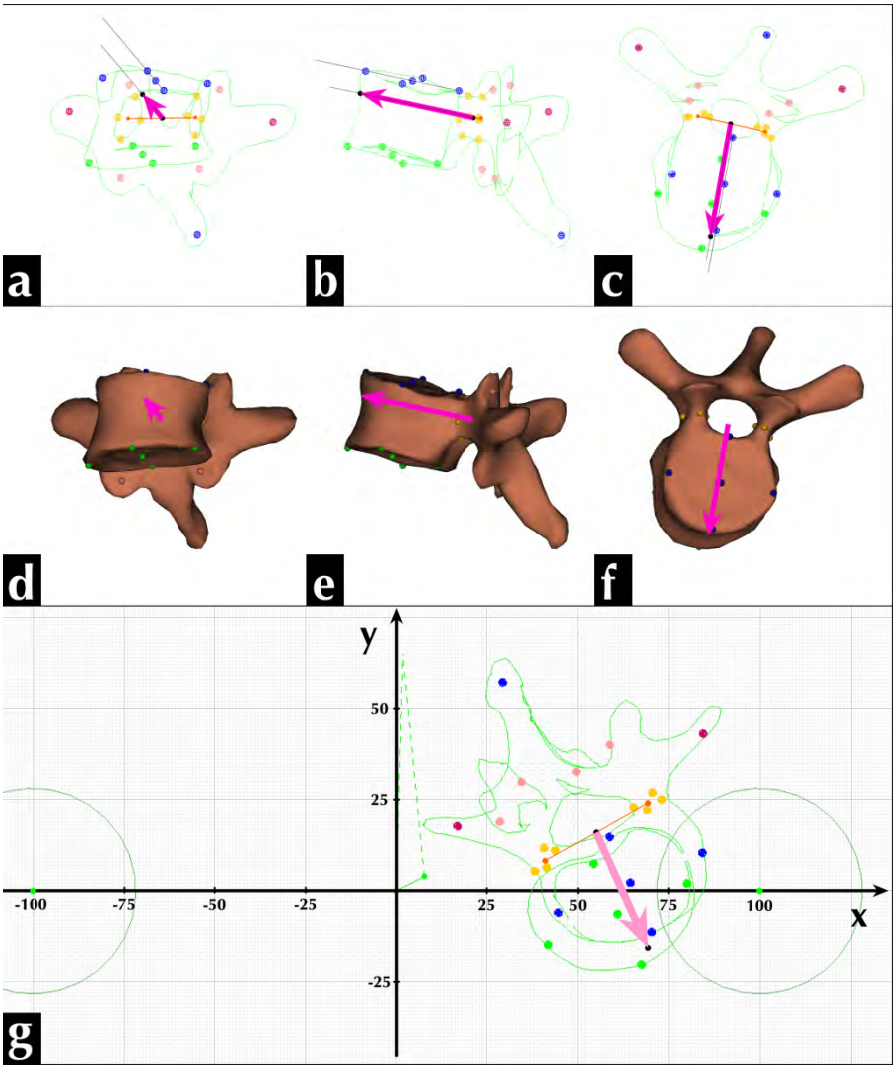
A hagyományos manuális 2D és sterEOS 3D mérési sorozatminták eredményeinek összehasonlítására kétmintás t-próba, a közöttük lévő összefüggés elemzésére Pearson-korrelációs vizsgálat történt. A mérési sorozatokra nézve az egyes vizsgálók saját (intraobserver) reprodukálhatósága illetve a három vizsgáló közötti (interrater) megbízhatóság megállapításához az intraclass correlation coefficient (ICC) kiszámítása történt, alpha two-way random modell alkalmazásával; az intraobserver ICC esetében a mérési sorozat egyes tagjainak konzisztens voltára, míg az interrater ICC esetében azok abszolút megegyezésére történt súlyozással [80].

3.6 A gerincoszlop vektor-alapú térbeli ábrázolása

A sterEOS rekonstrukció eredményeként előállított térbeli gerincoszlop modellek megjelenítése, elemzése és klinikai értelmezése, különös tekintettel a horizontális vetületi síkban ábrázolódó kép tekintetében új kihívást jelentett. A térbeli rekonstrukció által nyújtott kifejezetten újszerű és egyéb eddigi képalkotó vizsgálati eljárással elő nem állítható eredmény, a térbeli felülnézeti kompozit képeken ábrázolt csigolyák egymásra vetülő látványa olyan komplex információ, amelynek megértéséhez és számszerű kiértékeléséhez – kézenfekvő és bevezetett módszer hiányában – az előállított vizuális információ egyszerűsítésére és absztrakciójára van szükség. Ennek céljából került általunk kidolgozásra a "csigolyavektor" koncepciója, a szakirodalomban is teljesen új fogalomra épülő eljárás és módszer, melyet sikerrel szabadalmaztattunk az Amerikai Egyesült Államokban (U.S. Patent 8,885,899 B2; 2014), illetve az Európai Unió tagállamaiban, valamint Kanadában a szabadalmazási eljárás még folyamatban van.

A csigolyákat helyettesítő vektor definíciója

A csigolyavektor olyan, a vektorral mint matematikai entitással megegyező jelentéstartalmú, térbeli objektum, amelynek kiterjedése (nagysága), térbeli helyzete (3D pozíciója) és orientációja (irányultsága) van. Mint vizuális absztrakció, a térbeli rekonstrukció által reprezentált valós csigolya egészét képes – annak mind a megjelenítésében, mind számszerű jellemzésében – helyettesíteni. A csigolyavektor az EOS térbeli rekonstrukciós modellen – és azon keresztül az EOS 2D röntgenfelvételeken – a csigolyákon található, jól azonosítható, a szakirodalomban széleskörűen használt, alapvető referencia-elemeken alapul.



7. Ábra A csigolyavektor fogalmának illusztrációja

Scolioticus T_9 csigolya sterEOS 3D térbeli modelljének (a-c) kontúrrajzolati és (d-f) felszíni térbeli ábrázolásán; (a,d) frontális; (b,e) sagittalis; (c,f) horizontális síkú vetületi nézetben; (g) a csigolyavektor-alapú megjelenítéshez és számításokhoz alkalmazott, egyén-specifikusan kalibrált koordináta-rendszer alapelemei

A csigolyavektor fogalmának részletes bemutatásához a *7. Ábra* (45. oldal) szolgál illusztrációként. A csigolyavektor egy kezdő- és egy végpontból áll *(fekete)*. A csigolyatest két pediculusának középpontja *(narancssárga)* által meghatározott interpedicularis szakasz *(narancssárga)* felezőpontja a csigolyavektor *kezdőpontja*, melyet a konvenció szerint *A*-val jelölünk *(fekete)*. A csigolyavektor meghatározásához az *A* kezdőpontból a csigolyatest felső zárólemezének síkjával párhuzamos síkban, a horizontális fő vetületi síkban a csigolyatest szimmetriatengelyében haladó, a csigolyatest elülső felszínét metsző szakaszt képezünk, melynek a csigolyatest határával való metszéspontja alkotja a csigolyavektor *B*-vel jelölt *végpontját (fekete)*. Az így kapott *AB* vektor a horizontális vetületi síkban az interpedicularis szakasz felezőpontjából – amely gerincvelőcsatorna belsejében helyezkedik el – a csigolyatest szimmetriatengelyében a csigolyatest elülső pereméig haladva, annak sagittalis középtengelyét alkotja.

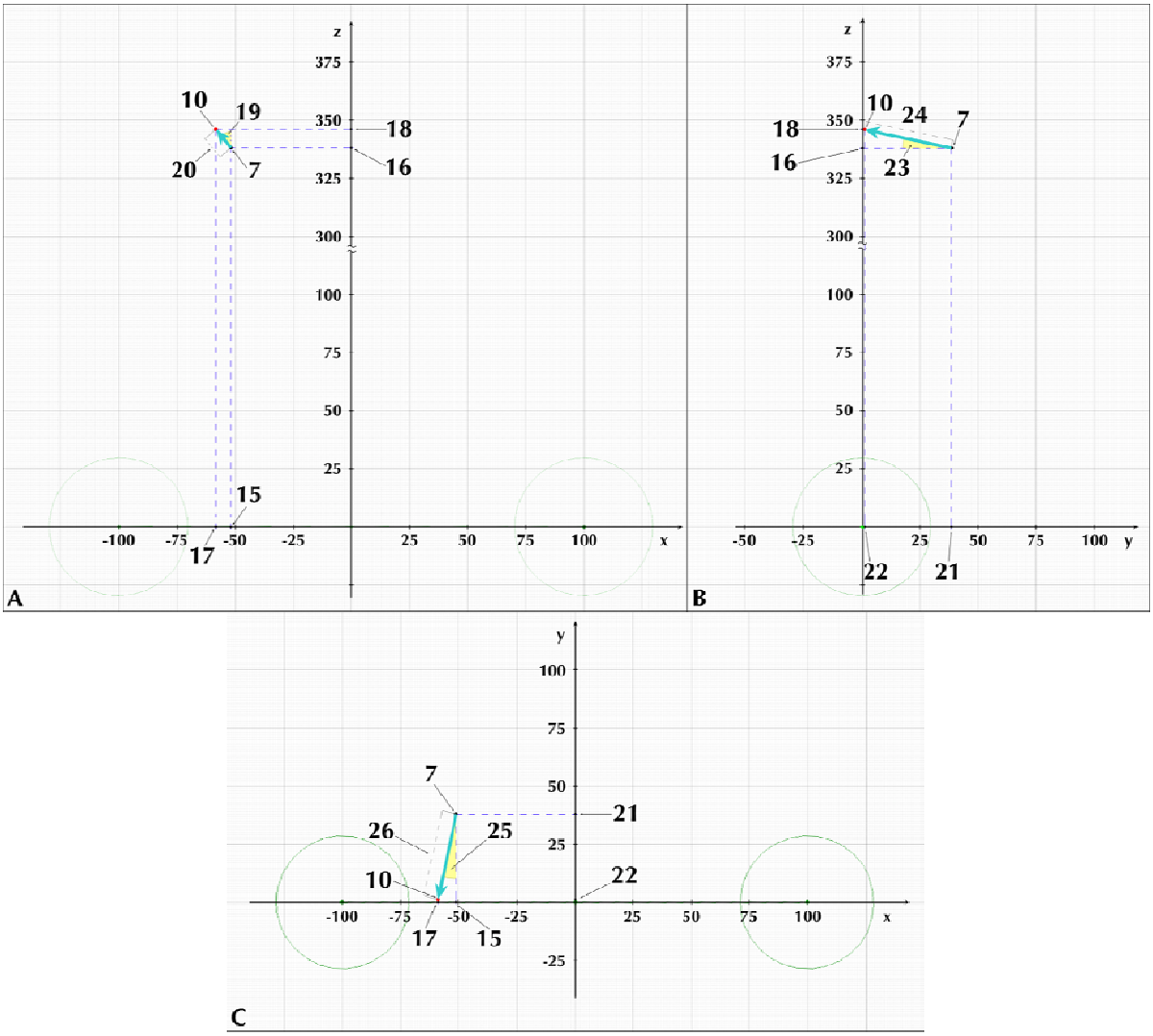
Kalibrált koordináta-rendszer a vektorkoordináták meghatározásához

A csigolyavektort egy erre a célra szolgáló, Descartes-féle térbeli (x, y, z) koordináta-rendszerbe helyezzük, melyben lehetővé válik a csigolyavektor *A* kiindulási és *B* végponti *X, Y, Z* koordinátáinak meghatározása. A csigolyavektorhoz tartozó koordináta-rendszer létrehozása a Scoliosis Research Society (SRS) "Working Group on the 3D Terminology of Spinal Deformity" munkacsoport ajánlásainak figyelembevételével történt [58]. Ez az előző oldalon található *7.g. Ábrán* illusztrált módon, az alábbiak szerint zajlik.

A koordináta-rendszer *x* tengelyét az EOS térbeli rekonstrukció horizontális vetületi síkú, felülnézeti képén *sötétzöld* körként ábrázolódó két acetabulum középpontját *(zöld)* összekötő szakasz alkotja. A koordináta-rendszer origója az interacetabularis szakasz felezőpontja. A koordináta-rendszer *y* tengelye az origóban az *x* tengelyre merőleges tengely. A koordináta rendszer *7.g. Ábrán* nem látható *z* tengelye az origóban az *x* és *y* tengelyre is merőleges tengely. A koordináta-rendszer léptéke a horizontális vetületi síkú képen ábrázolt interacetabularis szakasz mérete alapján kerül meghatározásra: az interacetabularis távolság feléhez 100 egységet rendelünk. Az így kapott léptéket a koordináta-rendszer *x*, *y*, és *z* tengelyein azonos módon alkalmazzuk. Az interacetabularis távolság egyedi, egyénre jellemző valós értéke az EOS térbeli rekonstrukción pontosan mérhető, ezért minden esetben ugyancsak rögzítjük milliméterben.

A vektorparaméterek kiszámítása

A koordináta-rendszerbe helyezett csigolyavektor pontjainak koordinátái egyszerűen megkaphatók mindhárom tengely mentén. Az *A* és *B* vektorpontok koordináta-értékei alapján a csigolyavektor paraméterei a koordináta-rendszer mindhárom síkjában *szabványos vektor-algebrai* eljárásokkal kiszámíthatók. Ennek sematikus elve a *8. Ábrán* látható.



8. Ábra A csigolyavektor-paraméterek kalkulációjának sematikus illusztrációja *(A)* frontális, *(B)* sagittalis, *(C)* horizontális síkú vetületi megjelenítésben

Csigolyavektor kezdő- és végpontja *(7,10);* a csigolyavektor kezdőpont A_x, A_y, A_z koordináta-értékei *(15,16,21);* a csigolyavektor végpont B_x, B_y, B_z koordináta-értékei *(17,18,22);* csigolyavektor frontális, sagittalis és horizontális síkbeli vektorszöge α_F *(19),* α_S *(23),* α_H *(25);* csigolyavektor frontális, sagittalis és horizontális síkbeli vetült hossza d_{ABF} *(20);* d_{ABS} *(23);* d_{ABH} *(26).*

A csigolyavektor *A* kezdő- és *B* végpontjának koordinátái a *frontális* síkban $A(A_x;\ A_z)$ $B(B_x;\ B_z)$; az *AB* vektor frontális síkú koordinátái ennek megfelelően: $AB(B_x\text{-}A_x;\ B_z\text{-}A_z)$. A csigolyavektor oldalirányú eltérülését a *z* tengelytől közvetlenül a B_x koordinátaérték határozza meg, míg a vektor frontális síkbeli vetült d_{ABF} hosszát így határozzuk meg:

$$d_{ABF} = \sqrt{(\mathrm{A_z} - \mathrm{B_z})^2 + (\mathrm{A_x} - \mathrm{B_x})^2}$$

A vektor *z* tengelyhez mért α_F vektorszöge a tangens függvény alapján:

$$\tan \alpha_\mathrm{F} = \frac{AB_x}{AB_z}.$$

A csigolyavektor *A* kezdő- és *B* végpontjának koordinátái a *sagittalis* vetületi síkban $A(A_y;\ A_z)$ $B(B_y;\ B_z)$; az *AB* vektor koordinátái: $AB(B_y\text{-}A_y;\ B_z\text{-}A_z)$. Ezen koordináta-értékek alapján a vektor sagittalis síkbeli vetült d_{ABS} hossza:

$$d_{ABS} = \sqrt{(\mathrm{A_z} - \mathrm{B_z})^2 + \left(\mathrm{A_y} - \mathrm{B_y}\right)^2}$$

A vektor *y* tengelyhez mért α_S vektorszöge a tangens függvény alapján:

$$\tan \alpha_\mathrm{S} = \frac{AB_z}{AB_y}.$$

A csigolyavektor *A* kezdő- és *B* végpontjának koordinátái a *horizontális* vetületi síkban $A(A_x;A_y)$ és $B(B_x;B_y)$. Az *AB* vektor koordinátái így $AB(B_x\text{-}A_x;B_y\text{-}A_y)$. A csigolyavektor oldalirányú eltérülését a *y* tengelytől közvetlenül a B_x koordinátaérték határozza meg, míg a koordináta-értékek alapján a vektor horizontális síkbeli vetült d_{ABH} hossza:

$$d_{ABH} = \sqrt{\left(\mathrm{A_y} - \mathrm{B_y}\right)^2 + (\mathrm{A_x} - \mathrm{B_x})^2}$$

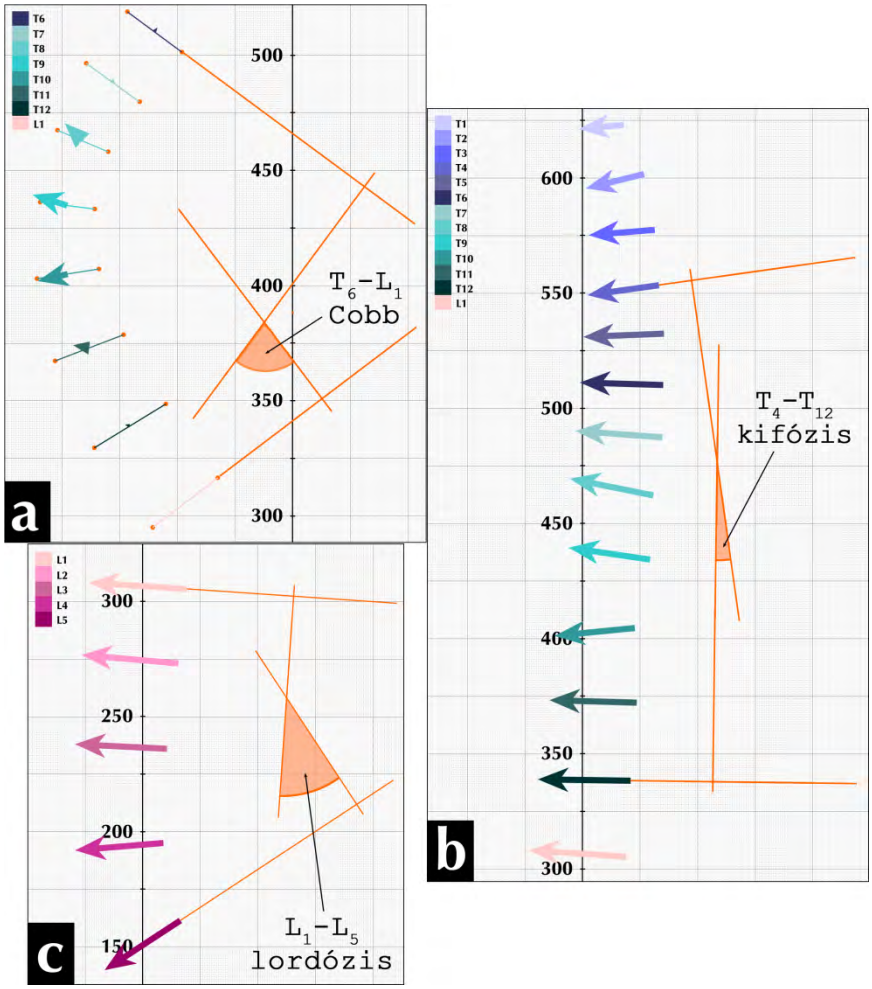
A vektor *y* tengelyhez mért α_H vektorszöge a tangens függvény alapján:

$$\tan \alpha_\mathrm{H} = \frac{AB_x}{AB_y}.$$

Így a csigolyavektor összes jellemző értéke meghatározható, amelyek szabatosan leírják a vektor térbeli paramétereit a frontális, sagittalis és horizontális síkban: $A(A_x;A_y;A_z)$ és $B(B_x;B_y;B_z)$ vektorpont koordináták, AB(x;y;z) vektor koordináták illetve α_F, α_S és α_H vektorszögek. A gerincrekonstrukció összes csigolyájára nézve az eljárás megismételhető.

A gerincoszlop görbületeinek vektor-alapú mérési módszere

A konvencionális mérési módszerekkel alapvetően megegyezően, a Cobb-módszerhez nagyon hasonlóan történik a csigolyavektor-alapú görbületmérés [78]. A lényegi eltérés, hogy az illető csigolyák felső és alsó zárólemeze által meghatározott vonalak helyett a frontális síkban az interpedicularis szakaszok által meghatározott vonalakat, a sagittalis síkban pedig az illető csigolyavektorok által kijelölt vonalakat használjuk (*9. Ábra*).

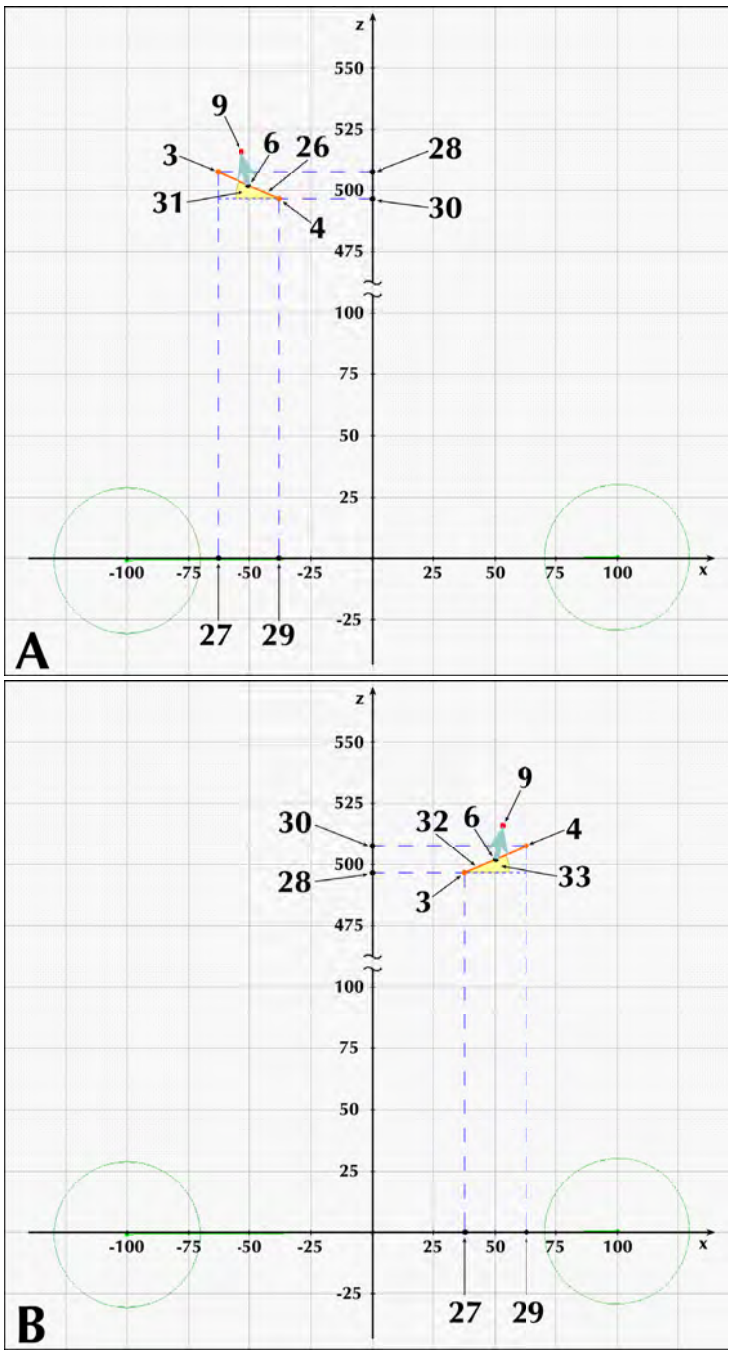


9. Ábra A csigolyavektor-alapú gerincgörbületi mérések sematikus módszere
(a) T_6-L_1 frontális görbület, (b) a T_4-T_{12} háti kyphosis és (c) az L_1-L_5 ágyéki lordosis értékének megállapítása

A sagittalis síkú görbületek szögmérése a görbületet alkotó két csigolyavektor sagittalis vetületi síkban, az *y* tengelyhez mért α_S vektorszögének összeadását jelenti.

A frontális síkban történő szögmérés a görbületet alkotó csigolyák pediculus középpont-koordinátáiból indul ki, majd a trigonometria szabályai szerint kiszámított

háromszög befogó-koordináták és befogók hossza alapján az *x* tengellyel bezárt szögértékek kalkulációját és összeadását jelenti (*10. Ábra*).



10. Ábra A csigolyavektor-alapú frontális görbületmérési módszer számítási alapelve
(A) "Jobbról balra lejtő" interpedicularis szakasz (IPS-L) *x* tengellyel bezárt szögszámítási elvének illusztrációja. (B) "Balról jobbra lejtő" interpedicularis szakasz (IPS-R) *x* tengellyel bezárt szögszámítási elvének illusztrációja. *Jelölések*: jobb és baloldali pediculus középpont, (PCR és PCL – *3,4*); csigolyavektor kezdő- és végpont *(6,9);* PCR X, Z koordináták *(27,28);* PCL X, Z koordináták *(29,30);* IPS-L *(26),* $\alpha_{IPS\text{-}L}$ szög *(31),* IPS-R *(32),* $\alpha_{IPS\text{-}R}$ szög *(33).*

A bal- és a jobboldali pediculus középpontok (PCL, PCR) PCL(PCL_x;PCL_z) és PCR(PCR_x;PCR_z) koordinátáit minden egyes csigolya esetében a frontális síkban határozzuk meg. A PCL-t és PCR-t összekötő vonal az interpedicularis szakasz (IPS). A gerincoszlop görbületi szegmensében a frontális görbületek legtöbb csigolyája frontális síkban elbillent vagy elfordult, ezért az interpedicularis szakasz általában nem merőleges a *z* tengelyre. A billenés iránya alapján a pedicularis középpontok egyike, vagyis a PCR vagy PCL mindig a másikhoz képest távolabb található az *x* tengelytől, más szóval az interpedicularis szakasz az *x* tengellyel szöget zár be.

Amennyiben a PCR távolabb van az *x* tengelytől, mint a PCL, akkor az interpedicularis vonalat "jobbról balra lejtő"-nek tekintjük (IPS-L, *10.A. Ábra*). Fordítva, ha a PCL van távolabb az *x* tengelytől, mint a PCR, akkor "balról jobbra lejtő"-nek tekintjük (IPS-R, *10.B. Ábra*). A frontális görbületek természete miatt, minden esetben a görbület felső és alsó zárócsigolyájához tartozó, egy-egy IPS-L és IPS-R együttesen határoz meg egy frontális görbületi szöget.

Ahhoz, hogy az *x* tengellyel bezárt szöget ki tudjuk számítani, az interpedicularis szakaszt mint háromszögbeli átfogót kezeljük, és az IPS-L, IPS-R végpontokhoz tartozó PCL_x, PCL_z, PCR_x, PCR_z koordinátavonalak metszéspontjai által meghatározott derékszögű háromszögek közül az egyszerűség kedvéért az interpedicularis szakasz alatti háromszöget kiválasztva, a háromszög *x* és *z* tengellyel párhuzamos befogóinak hosszát számítjuk ki abszolút értékben. Ezek birtokában a trigonometriai szögfüggvények segítségével a kívánt szögértékeket is meghatározzuk.

Az IPS-L esetén annak szakaszkoordinátái alapján kiszámítjuk a háromszög *x* és *z* tengelyel párhuzamos, IPS-L_x, IPS-L_z befogóit:

$$IPS\text{-}L_x = |PCR_x\text{-}PCL_x|;$$

$$IPS\text{-}L_z = |PCR_z\text{-}PCL_z|;$$

és ezek alapján az *x* tengelyhez viszonyított $\alpha_{IPS\text{-}L}$ szög értékét a tangens függvény segítségével kalkuláljuk:

$$\tan \alpha_{\mathrm{IPS-L}} = \frac{IPS-L_z}{IPS-L_x}.$$

Az IPS-R esetén annak szakaszkoordinátái alapján a háromszög *x* és *z* tengelyel párhuzamos, IPS-R_x, IPS-R_z befogóinak kiszámítása:

$$\text{IPS-R}_x = |\text{PCR}_x\text{-PCL}_x|;$$

$$\text{IPS-R}_z = |\text{PCR}_z\text{-PCL}_z|;$$

és ezek alapján az *x* tengelyhez viszonyított $\alpha_{\text{IPS-R}}$ szög értékét ugyancsak a tangens függvény segítségével kapjuk meg:

$$\tan \alpha_{\text{IPS-R}} = \frac{IPS-R_z}{IPS-R_x}.$$

Ezt követően a frontális görbületi szög csigolyavektor-alapú, abszolút értékét (VV-Cobb) a görbületet alkotó felső és alsó zárócsigolya interpedicularis szögének egyszerű összeadásával képezzük:

$$\text{VV-Cobb} = |\alpha_{\text{IPS-L}} + \alpha_{\text{IPS-R}}|$$

Az értekezésben szereplő térbeli gerincoszlop rekonstrukciók alapján minden esetben megtörtént a háti és ágyéki csigolyákhoz tartozó csigolyavektorok és a hozzájuk tartozó összes alkotóelem (pediculus középpontok, interpedicularis szakaszok és vektorok) létrehozása. Ebben nagy segítséget nyújtott a sterEOS szoftverhez kiegészítő alkalmazásként, a gyártó cég által MATLAB (MathWorks Inc, Natick, Massachussets, USA) alkalmazásban fejlesztett, *Vertebra Vector Tool v3.1* segédprogram (EOS Imaging S.A., Paris, France). Ez a segédprogram – a sterEOS 3D szoftvermodullal egyidejűleg használva – az elkészült térbeli rekonstrukcióban tárolt, vektor-definícióhoz tartozó elemek numerikus 3D adatai alapján, előre beprogramozott módon képes a csigolyavektorokat a horizontális, frontális és sagittalis síknak megfelelő vetületi ábrákon megjeleníteni. Az acetabulum középponti paraméterek alapján a koordinátrendszer automatikus kalibrációját elvégezve, a csigolyavektor koordináták és paraméterek értékét is meghatározza a koordináta-rendszer mindhárom síkjának megfelelően és Microsoft Excel formátumú táblázatként elmenti. A segédprogram fejlesztése és rendelkezésünkre bocsájtása a gyártóval létrehozott kutatás-fejlesztési kollaborációs megállapodás keretében történt. Vizsgálatainkban ez a segédprogram szolgáltatta a szükséges mérési adatokat a csigolyavektor-alapú frontális és sagittalis görbületi mérésekhez.

3.7 A vektor-alapú megjelenítés validálása, a gerincdeformitás progressziójának és a műtéti korrekció eredményének elemzése

A vektor-alapú térbeli paraméterek validálása

A csigolyavektorok segítségével kapott frontális és sagittalis irányú görbületi mérési eredmények validálása ugyancsak a klinikai gyakorlatban rutinmódszerként használt Cobb-módszer szerinti [78], manuális 2D szögmérések alapján kapott paraméterekhez viszonyított vizsgálatokból állt, a *3.5 alfejezetben* leírtakkal megegyező módon. A vektor-alapú mérésekkel nyert értékek validálásához a mért adatok pontosságát, reprodukálhatóságát és megbízhatóságát statisztikai módszerekkel ellenőriztük. A méréseket ugyanaz a három, mind a kézi mérések, mind az EOS térbeli rekonstrukcióban jártassággal rendelkező klinikai orvos illetve szakorvos végezte, az előző alfejezetben ismertetett eljárással teljesen megegyező módon. A vizsgálat ismételten a frontális görbület szögekre, a T_4-T_{12} kyphosis illetve a L_1-L_5 lordosis értékekre terjedtek ki. A statisztikai elemzés SPSS v16.0 alkalmazásával történt. A mérési sorozatminták eredményeinek összehasonlítására kétmintás t-próbát, a közöttük lévő összefüggés elemzésére Pearson-korrelációs vizsgálatot használtunk. Az egyes vizsgálók saját méréseik (intraobserver) reprodukálhatósága illetve a három vizsgáló közötti (interrater) megbízhatóság megállapításához az intraclass correlation coefficient (ICC) kiszámítása történt, a *3.5 alfejezetben* leírtakkal teljesen megegyező módon.

Kiegészítő mérési sorozatként az L_5 ágyéki csigolya EOS LAT röntgenfelvételen ábrázolódó ékesedésének mértékét is megállapítottuk az összes vizsgálati alany tekintetében, az L_5 csigolya felső és alsó zárólemeze által bezárt szög hagyományos kézi módszerrel kivitelezett mérésével. Ennek átlagértékét összehasonlítottuk a vektor-alapú és hagyományos 2D méréssel megállapított, L_1-L_5 lordosis értékek közötti különbséggel, mind az összes vizsgálati alany, mind az egyes betegcsoportok tekintetében.

A gerincdeformitás progressziójának és a műtéti korrekció eredményének elemzése vektorparaméterek alapján

A betegség progressziójának elemzéséhez ugyanazon beteg két vagy több eltérő időpontban készült vizsgálatának egymással történő összehasonlítására került sor. Ezt

egyrészt vizuálisan, a térbeli rekonstrukciós és csigolyavektorokkal ábrázolt megjelenítések, másrészt parametrikusan, a sterEOS klinikai paraméterek és vektor-alapú paraméterek alapján végeztük.

A 95 műtéti korrekción átesett vizsgálati alanyunk preoperatív EOS vizsgálata és térbeli rekonstrukciója valamint az ezek alapján generált csigolyavektorok elemzése a standard procedúra szerint történt. A műtéti korrekciót követő 3. napon, a preoperatív vizsgálat körülményeivel megegyező módon elvégzett posztoperatív EOS röntgenvizsgálat és térbeli rekonstrukció után generált csigolyavektorok szolgáltatták a vizsgálati adatokat, amelyeket a preoperatív adatokkal vetettünk össze vizuálisan és parametrikusan.

A vizsgált paraméterek ezek voltak: a hagyományos Cobb-módszerrel megállapított frontális görbület (Cobb-szög), T_4-T_{12} kyphosis, L_1-L_5 lordosis értékei, a görbület csúcsponti (apicalis) csigolyájának (APV) sterEOS szoftver által kalkulált axialis rotációja (AVR), a műtéti korrekció hatására bekövetkezett frontális görbületi szög változása (ΔCobb), ill. a görbület apicalis csigolyájához tartozó csigolyavektor horizontális síkbeli vetületi paraméterei (APV-A_x, APV-B_x, APV-α_H) és ezek műtéti korrekció hatására bekövetkezett delta-értékei (ΔAPV-A_x, ΔAPV-B_x és ΔAPV-α_H).

Az összehasonlító statisztikai elemzéshez kétmintás t-próba, az adatpárok összefüggésének elemzésére Pearson-korrelációs és lineáris regressziós vizsgálatok történtek, SPSS v16.0 program alkalmazásával.

4. EREDMÉNYEK

4.1 Az EOS 2D/3D vizsgálat alkalmazása felnőttkorban az alsó végtagi elváltozások térbeli megjelenítésére

Az egészséges felnőtt populációt reprezentáló normál betegcsoportunk alsó végtagi térbeli rekonstrukcióinak geometriai paramétereit, azok átlagértékét és a nemek szerinti átlagokat a *7. Táblázat* mutatja be.

A femur átlagos hossza 42,9 cm (37,3-50,8 cm szélsőértékekkel), a tibia hosszának átlagértéke 37,1 cm (32,6-44,4 cm) volt. A leghosszabb tibia a leghosszabb femurhoz tartozott. Az esetek hosszértékeinek párosával történő összevetése egymással közvetlenül arányos értékeket és minimális szórást mutatott. A femurfej átmérő átlagértéke 44,5 mm (38,6-55,3 mm), a combnyak átlagos hossza 50,5 mm (40,9-63,4 mm) volt. A férfiak értékei rendre nagyobbak voltak a nőkénél. A collodiaphysealis szög is nemhez kötött eltérést mutatott, a férfiaké szignifikánsan nagyobb, 129° (116-142°) volt, mint a nőké, 127,8° (114-141,6°). A HKS szög átlaga 4,8° (1,0-8,6°) volt, a férfiak átlagértéke 4,9°, a nőké 4,6°.

7. Táblázat A normál betegcsoport EOS rekonstrukcióval nyert alsó végtag paraméterei

geometriai paraméter	**összes végtag** (n=128)	**±SD**	**férfi** (n=58)	**nő** (n=70)
femur hossz (cm)	42,9	3,11	44,1	41,8
tibia hossz (cm)	37,1	2,81	38	35,3
teljes alsó végtag hossz (cm)	80,5	5,82	82,5	78,5
femurfej átmérő (mm)	44,5	3,78	47,1	42
combnyak hossz (mm)	50,5	4,65	52,7	48,8
collodiaphysealis szög (°)	128,4	4,93	129	127,8
térd varus/valgus (°)	-0,8	3,13	-2,3	0,7
térd flessum/recurvatum (°)	-1,2	7,37	1,2	-3,7
HKS szög (°)	4,8	1,33	4,9	4,6
tibia mechanikai tengelyszög (°)	88	3,57	86,4	89,6
femur torzió (°)	17,1	11,51	15,1	19,2
femorotibialis rotáció (°)	2,3	7,16	0,9	2,6
tibia torzió (°)	36	8,35	34,3	37,7

A frontális síkban mért, a femur és tibia mechanikai tengelyek által bezárt szög (varus/valgus) átlagértéke -0,8° volt (-7,5 – +5,5° szélsőértékekkel), azaz enyhe varus állás. A férfiak átlaga kifejezettebb varus volt (-2,3°), mint a nőké 0,7° (vagyis valgus). A minta eseteinek egyedi elemzésekor 125 eset normális varus/valgus tengelyállást mutatott, amikor

is a tengely ±5 foknál többel nem tér el a nullától. A három ettől eltérő eset varus állású volt. A sagittalis síkban mért femur és tibia mechanikai tengelyek által bezárt szög (flessum/recurvatum) átlagértéke -1,2° (enyhe recurvatum) volt, de a nemek közti átlagok eltérése megközelítette az 5 fokot (-3,7 a nőkben, 1,2° a férfiakban), ami statisztikailag szignifikánsnak adódott.

A torziós paraméterek térbeli értékei feltűnő varianciát mutattak. A femur torzió átlaga 17,1° volt, -4,4° és 39,1° szélsőértékekkel és 11,51° szórással. A nőkben mért átlagérték 19,2° volt, 4,1 fokkal nagyobb mint a férfiakban. A tibia torzió átlagértéke 36° volt (16,6-52,3° szélsőértékek mellett), szignifikáns kifelé rotált pozícióra utalva. A nőkben ez a paraméter is nagyobb átlagértéket mutatott a férfiakénál (37,7° illetve 34,3°). A femorotibialis rotációt a sterEOS szoftver olyan, a femur mechanikai tengelyére derékszögben húzott két vonal közötti térbeli szögként definiálja, ahol az egyik vonal a tibia plató két leghátsó pontján átfektetett tangenciális egyenes, a másik a bimalleolaris vonal. Ez a tibia kifelé rotált helyzetében pozitív, befelé rotált helyzetben negatív értékű. Vizsgálati átlagértéke 2,3° volt (-10,7° és 14,8° szélsőértékekkel, 7,16° szórással). A másik két torziós paraméterhez hasonlóan, a nőkben mért átlagérték (3,6°) meghaladta a férfiakét (0,9°).

8. Táblázat A coxarthrosisos betegcsoport alsó végtag sterEOS 3D paraméterei

összes csípő (n=53)	átlag	±SD
életkor (év)	67,8	29,5
femur hossz (cm)	40,8	2,6
tibia hossz (cm)	35,2	2,6
teljes alsó végtag hossz (cm)	76	56,2
femurfej átmérő (mm)	46	4,1
combnyak hossz (mm)	50,8	4,8
collodiaphysealis szög (°)	122,8	6,0
femur torzió (°)	15,6	11,2
femorotibialis rotáció (°)	2,2	7,2
tibia torzió (°)	26,8	9,4

37 fős csípő- és 32 fős térdízületi arthrosisban szenvedő betegcsoportunkban ugyanezen geometriai paraméterek kerültek meghatározásra.

A coxarthrosisos betegcsoportban (*8. Táblázat*) az átlagos femur és tibia hossz, a teljes alsó végtag hossz, a collodiaphysealis szög, a femur torzió értékei alacsonyabbak, a femurnyak hossza (femoralis offset) kissé nagyobb volt a normál betegcsoportéhoz képest.

9. Táblázat A gonarthrosisos betegcsoport alsó végtag sterEOS 3D paraméterei

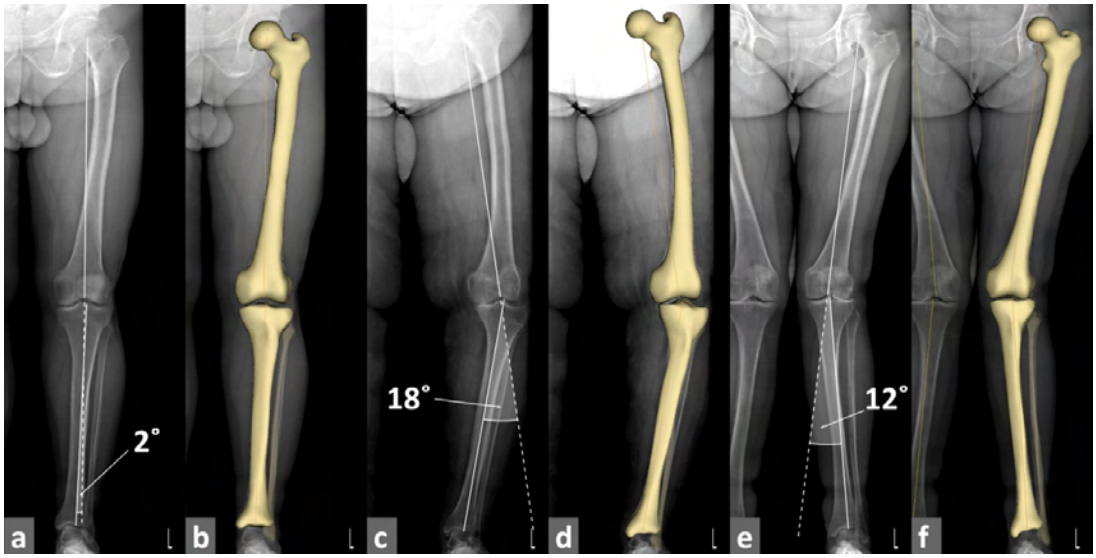
összes térd (n= 46)	**átlag**	**±SD**
életkor (év)	67,0	12,73
varus/ valgus (°)	-6,0	2,55
flessum/ recurvatum (°)	7,0	6,44
HKS szög (°)	7,0	2,25
tibia mechanikai tengelyszög (°)	85,2	3,41

normál tengelyállás (n=7)	**átlag**	**±SD**
életkor (év)	70,3	11,7
varus/ valgus (°)	-0,9	1,86
flessum/ recurvatum (°)	7,0	4,71
HKS szög (°)	6,4	2,38
tibia mechanikai tengelyszög (°)	85,7	4,31

varus tengelyállás (n=35)	**átlag**	**±SD**
életkor (év)	69,1	29,9
varus/ valgus (°)	-8,8	4,19
flessum/ recurvatum (°)	8,8	7,52
HKS szög (°)	7,0	2,34
tibia mechanikai tengelyszög (°)	85,0	3,31

valgus tengelyállás (n=4)	**átlag**	**±SD**
életkor (év)	67,0	29,6
varus/ valgus (°)	9,6	1,61
flessum/ recurvatum (°)	5,2	7,09
HKS szög (°)	7,0	2,05
tibia mechanikai tengelyszög (°)	93,9	2,96

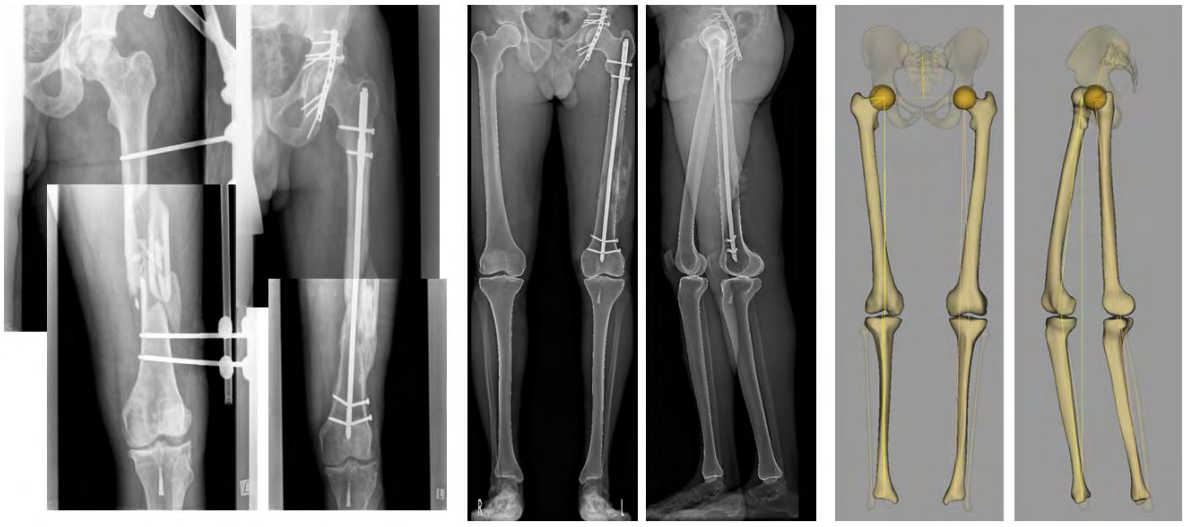
A térdízületi arthrosisban szenvedő betegcsoportunkban a varus/valgus tengelyállás szerint alcsoportokat lehetett elkülöníteni (*9. Táblázat*). 7 esetben normál tengelyállással (átlagérték -0,9°, -4° és 5° határértékekkel), 35 esetben varus állással (átlagérték -8,8°, -16° és 5° között), és 4 esetben valgus állással (átlagérték 9,6°, 5-20° értéktartomány) (*11. Ábra* az 58. oldalon). Eredményeink arra utalnak, hogy a gonarthrosisban szenvedő betegcsoport legjellegzetesebb klinikai paramétere a varus irányú tengelyeltérés, amelynek csoportátlaga (-6,0°) jelentős eltérést mutat a normál betegcsoport átlagához (-0,8°) képest.



11. Ábra Anterioposterior EOS 2D felvételek és alsó végtagi EOS térbeli rekonstrukciók frontális képe a térdízületi arthrosisos betegcsoport reprezentatív eseteiben
(a-b) normál tengelyállás; (c-d) varus tengelyállás; (e-f) valgus tengelyállás

4.2 Az EOS 2D/3D vizsgálat alkalmazhatósága traumás alsó végtagi elváltozások posztoperatív elemzésére

A vizsgált 30 alsó végtagi törés miatt oszteoszintézisen átesett beteg 60 végtagján kapott eredményeket töréstípusok szerinti csoportokban elemeztük. Egy reprezentatív femur diaphysis törés képanyagát a *12. Ábra* szemlélteti.



12. Ábra Bal oldali C típusú femur diaphysistörés pre- és posztoperatív hagyományos digitális röntgenvizsgálata és komplett EOS 2D/3D vizsgálata
Balról jobbra: AP egyirányú, hagyományos, 2 külön expozícióból digitálisan összefűzött csípő és combcsont felvétel az oszteoszintézis előtt, és azt követően; AP/LAT kétirányú, álló testhelyzetű teljes alsó végtag EOS röntgenfelvétel szuperponált EOS rekonstrukcióval; sterEOS 3D modell frontális és sagittalis síkú vetületi nézete.

A térbeli rekonstrukciók minden egyes esetben a medencére is kiterjedtek, így a sterEOS szoftver minden esetben képes volt a vizsgált egyén acetabularis középpontjain áthaladó, frontális referencia síkhoz ("Patient Plane") viszonyított, valós 3D paramétereket kiszámítani.

A tíz Gamma-szegezett sérültnél mértük a femur hosszát, a combnyak hosszát, a collodiaphysealis szöget, a femur mechanikai tengelyét valamint a femur torzóját az ép és a sérült oldalon. A két oldal értékeit egymással összehasonlítottuk (*10. Táblázat*). Lényeges szempont, hogy az operált végtagon meghatározott végtaghossz-különbség nem abszolút, hanem az ellenoldali ép végtaghoz viszonyított relatív különbség. A műtét utáni adatokban szignifikáns eltérést találtunk a femur hosszban 0,8 cm rövidüléssel, a mechanikai tengelyben (2˚) és a collodiaphysealis szögben (5,3˚ varus irányú eltérés). A combnyak-hossz 0,11 cm csökkenése illetve a 1,1˚ torziós eltérés nem volt szignifikáns.

10. Táblázat Pertrochantericus töréses esetek térbeli EOS klinikai paraméterei

sterEOS paraméter (n=10)	ép oldal	sérült oldal	különbség
femur hossz (cm)	41,6 ± 3,21	40,8 ± 3,12	-0,8*
combnyak hossz (cm)	4,98 ± 0,48	4,87 ± 0,62	-0,11†
collodiaphysealis szög (°)	127,9 ± 5,06	122,6 ± 4,82	-5,3**
femur mechanikai tengelyszög (°)	90,7 ± 1,89	88,7 ± 2,32	-2,0**
femur torzió (°)	16,3 ± 11,82	17,4 ± 10,76	+1,1†

**p<0,01, *p<0,05, †p-érték nem szignifikáns

A nyolc femur diaphysis töréses esetnél mértük a femur hosszát, mechanikai tengelyét valamint torzióját az ép és sérült oldalon (*11. Táblázat*). A femur hosszban 1,1 cm szignifikáns csökkenést, a tengelyben 0,8˚, a torzióban 7,2˚ szignifikáns eltérést igazoltunk.

11. Táblázat Femur diaphysis töréses esetek térbeli EOS klinikai paraméterei

sterEOS paraméter (n=8)	ép oldal	sérült oldal	különbség
femur hossz (cm)	40,5 ± 2,11	39,4 ± 3,24	-1,1*
femur mechanikai tengelyszög (°)	91,2 ± 2,12	90,4 ± 1,96	-0,8*
femur torzió (°)	15,9 ± 10,76	6,4 ± 14,32	-7,2**

**p<0,01, *p<0,05, †p-érték nem szignifikáns

A 12 lábszár-törött sérültnél az operált és ép oldali tibia hosszt, mechanikai tengelyt és torziót hasonlítottuk össze (*12. Táblázat*). Nagyobb és szignifikáns különbséget mértünk a

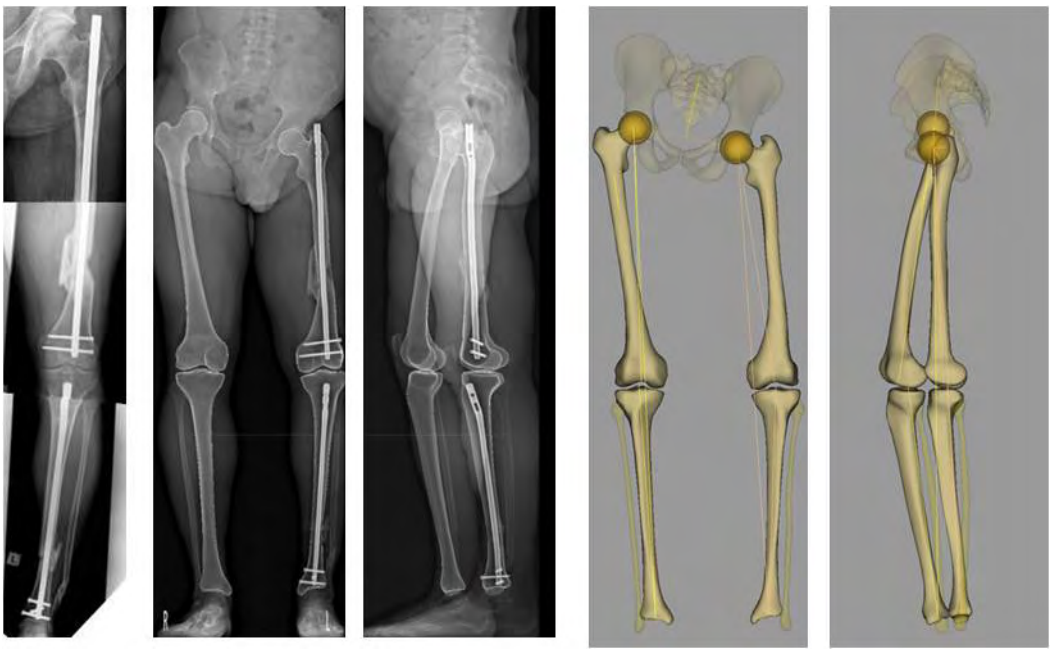
hossz- és tengelyeltérésekben, mint a combcsont-törötteknél. Az átlagos rövidülés 1,7 cm, a tengelyeltérés varus irányú 2,1˚, a torziós különbség 3,1˚ berotáció volt.

12. Táblázat Tibia diaphysis töréses esetek térbeli EOS klinikai paraméterei

sterEOS paraméter (n=12)	ép oldal	sérült oldal	különbség
tibia hossz (cm)	37,3 ± 2,76	35,6 ± 2,56	-1,7**
tibia mechanikai tengelyszög (°)	86,3 ± 3,61	84,2 ± 4,23	-2,1*
tibia torzió (°)	26,2 ± 8,26	29,3 ± 8,34	+3,1*

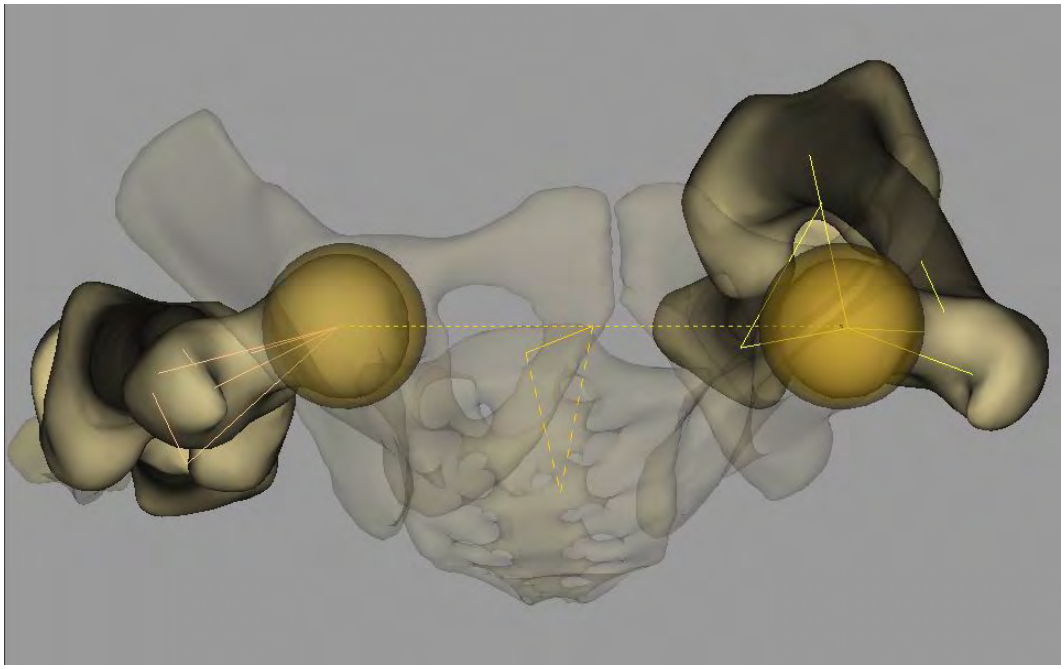
***p*<0,01, **p*<0,05, †*p*-érték nem szignifikáns

A legnagyobb eltérés egy motorkerékpár balesetben sérült 42 éves férfibeteg esetében volt mérthető, aki politraumatizáció részeként szenvedett bal oldali nyílt femur és tibia törést. Az esethez tartozó röntgenfelvételeket és sterEOS térbeli rekonstrukciót a *13.* és *14. Ábra* (61. oldal), a térbeli rekonstrukció alapján mért értékeket a *13. Táblázat* (61. oldal) mutatja be.



13. Ábra Politraumatizált beteg nyílt bal femur és tibia törésének posztoperatív hagyományos digitális röntgenvizsgálata és komplett EOS 2D/3D vizsgálata

Balról jobbra: AP egyirányú, hagyományos, 3 külön expozícióból digitálisan összefűzött teljes alsó végtagi röntgenfelvétel; AP és LAT kétirányú, álló testhelyzetű EOS 2D/3D röntgen-felvétel szuperponált sterEOS térbeli rekonstrukcióval; sterEOS 3D modell frontális és sagittalis síkú nézeti képe.



14. Ábra Politraumatizált beteg nyílt bal femur és tibia törésének törésegyesítő műtétet követően készült sterEOS térbeli modelljének horizontális síkú felülnézeti képe

13. Táblázat Politraumatizált bal femur és tibia töréses eset EOS klinikai paraméterei

sterEOS paraméter	ép oldal	sérült oldal	különbség
femur hossz (cm)	41,4	38,3	-2,9
tibia hossz (cm)	37,8	36,9	-0,9
teljes végtag hossz (cm)	79,1	75,6	-3,5
valgus/varus (°)	-6,2	-10,7	-4,5
flessum/recurvatum (°)	14,1	1,2	-11,9
femur mechanikai tengelyszög (°)	92,6	86,8	-5,8
tibia mechanikai tengelyszög (°)	81,7	82,8	+1,1
femur torzió (°)	24,7	17,7	-7,0
tibia torzió (°)	28,9	5,6	-23,3
femorotibialis rotáció (°)	5,8	-2,8	-8,6

4.3 AZ EOS 2D/3D vizsgálat klinikai alkalmazása a gerincdeformitások pre- és posztoperatív diagnosztikájában

Ugyan az értekezésben bemutatásra kerülő vizsgálatokban viszonylag kisszámú és a 2007 június és 2012 május között eltelt időszak tekintetében is csak egy rövidebb időtartamra szorítkozó, 201 fős betegcsoport szerepel, a teljes ötéves időszakban a vizsgálati eljárás Intézetünk napi klinikai rutinjának részévé vált. Az 5 éves időszak alatt mindösszesen elvégzett 7100 EOS kétirányú röntgenvizsgálatból 2900 gerincdeformitás (túlnyomórészt

fiatalkori idiopathiás scoliosis és gyerekkori rendszerbetegséghez társuló másodlagos gerincferdülések) vagy gerincpanaszok (pl. felnőttkori degeneratív elváltozások) miatt került elvégzésre. Ezen belül 450 esetben műtéti korrekción átesett beteg posztoperatív EOS vizsgálatát végeztük el. Ez a gyakorlatban azt jelentette, hogy – attól a kevés kivételtől eltekintve, amelyekben túlnyomórészt átmeneti technikai problémák játszottak szerepet – a klinikai járóbetegrendelésen gerincpanaszokkal jelentkező betegeknél valamint a műtéti korrekción átesett betegeinknél végzett, teljes gerinc radiodiagnosztikai vizsgálat *gyakorlatilag mindig* kétirányú EOS vizsgálat volt.

Az összes gerinc EOS röntgenvizsgálat alapján ugyanezen 5 év alatt kivitelezett gerinc térbeli rekonstrukciók száma elérte a 2700-at, amelyen Intézetünk négy munkatársa 40-30-15-15 arányban osztozott mint operátor. Az összesen 2700 térbeli rekonstrukcióból műtéti korrekción átesett beteg posztoperatív EOS térbeli rekonstrukcióinak száma elérte a százötvenet.

4.4 AZ EOS rekonstrukció értékelése és validálása a gerincdeformitások térbeli jellemzésében

Az EOS rekonstrukció validálása a frontális és sagittalis síkú görbületek jellemzésében

A gerincoszlop frontális és sagittalis görbületeinek hagyományos kézi (manuális 2D) és EOS térbeli rekonstrukción alapuló (sterEOS) módszerrel mért, a három független vizsgáló által végzett mérési eredmények vizsgálón belüli (intraobserver) reprodukálhatóságát az intraobserver ICC értékek alapján a *14. Táblázat* (63. oldal) mutatja be. Mindhárom vizsgáló esetében, akár a kézi, akár a térbeli rekonstrukciós mérési értékeik tekintetében kiváló reprodukálhatóságot találtunk. Vizsgáló No. 1 teljesítménye mutatkozott minden tekintben a legjobbnak, 0,999 és 1,0 ICC értékekkel.

14. Táblázat A görbületi mérések vizsgálón belüli reprodukálhatósága az összes betegen

n=201		manuális 2D		sterEOS 3D	
		átlag ± SD	ICC*	átlag ± SD	ICC*
Vizsgáló No. 1	frontális görbület	42,17 ± 27,41	1,000	42,14 ± 26,53	1,000
	T_4-T_{12} kyphosis	28,93 ± 17,27	0,999	29,92 ± 18,32	1,000
	L_1-L_5 lordosis	44,83 ± 15,21	0,999	44,99 ± 15,46	1,000
Vizsgáló No. 2	frontális görbület	40,47 ± 26,65	0,999	44,88 ± 28,26	0,999
	T_4-T_{12} kyphosis	29,64 ± 17,35	0,995	28,28 ± 17,31	0,994
	L_1-L_5 lordosis	46,23 ± 16,89	0,994	41,62 ± 14,30	0,993
Vizsgáló No. 3	frontális görbület	40,95 ± 26,95	0,999	40,25 ± 25,34	0,997
	T_4-T_{12} kyphosis	33,05 ± 18,40	0,996	31,72 ± 19,42	0,996
	L_1-L_5 lordosis	48,81 ± 17,26	0,996	47,24 ± 16,23	0,995

* two-way random modell; a mérési sorozat egyes tagjainak konzisztens voltára történt súlyozással; p<0,001

A hagyományos manuális és EOS térbeli rekonstrukción alapuló 3D görbületi mérések pontosságának és korrelációs analízisének eredményei a *15. Táblázatban* láthatók. A frontális görbületi és T_4-T_{12} kyphosis értékek tekintetében csupán elhanyagolható és statisztikailag nem szignifikáns eltérések mutatkoztak (1,22° p<0,05, illetve 0,57° p-érték nem-szignifikáns). Statisztikailag szignifikáns, de apró eltérést találtunk az L_1-L_5 lordosis értékek között (2,0° p<0,01). Statisztikailag szignifikáns és erős korrelációt találtunk az egyes mérési paraméter-párok tagjai között.

15. Táblázat A görbületi mérések pontossága és korrelációja az összes betegen

n=201		átlag¶ ± SD	kétmintás *t*-próba	Pearson korreláció
frontális görbület	manuális 2D	41,20 ± 26,75	1,22*	0,951***
	sterEOS 3D	42,42 ± 26,71		
T_4-T_{12} kyphosis	manuális 2D	30,54 ± 16,82	-0,57†	0,881***
	sterEOS 3D	29,97 ± 18,35		
L_1-L_5 lordosis	manuális 2D	46,62 ± 15,67	-2,00**	0,834***
	sterEOS 3D	44,62 ± 15,33		

¶a feltüntetett értékek az egyes Vizsgálók egyedi mérési átlagainak átlagával egyeznek meg
***p<0,001, **p<0,01, *p<0,05, †p-érték nem szignifikáns

A három vizsgáló összes betegen kivitelezett görbületi mérései egymás közötti megbízhatóságának interrater ICC értékeit a *16. Táblázat* mutatja be. A hagyományos kézi 2D mérések jó megbízhatósági értékeit (0,971, 0,884 és 0,845 a frontális görbületek, T_4-T_{12} kyphosis és L_1-L_5 lordosis esetében) az EOS térbeli rekonstrukciók alapján végzett 3D mérések megbízhatósága mindegyik paraméter tekintetében felülmúlta (0,985, 0,975 és 0,930 a frontális görbületek, T_4-T_{12} kyphosis és L_1-L_5 lordosis esetében). A sagittalis görbületi mérések megbízhatósága közötti különbség kifejezettnek bizonyult.

16. Táblázat A görbületi mérések vizsgálók közötti megbízhatósága az összes betegen

n=201	manuális 2D			sterEOS 3D		
	interrater ICC[b]	95% CI		interrater ICC[b]	95% CI	
		alsó	felső		alsó	felső
frontális görbület	0,971	0,963	0,977	0,985	0,954	0,993
T_4-T_{12} kyphosis	0,844	0,798	0,880	0,975	0,923	0,988
L_1-L_5 lordosis	0,845	0,799	0,882	0,930	0,738	0,970

[b]egyedi mérések, two-way random modell; a sorozat egyes tagjainak abszolút egyezésére történt súlyozással; minden érték p<0,001; 95% CI: az ICC értékek 95%-os megbízhatósági tartományának alsó és felső határértéke

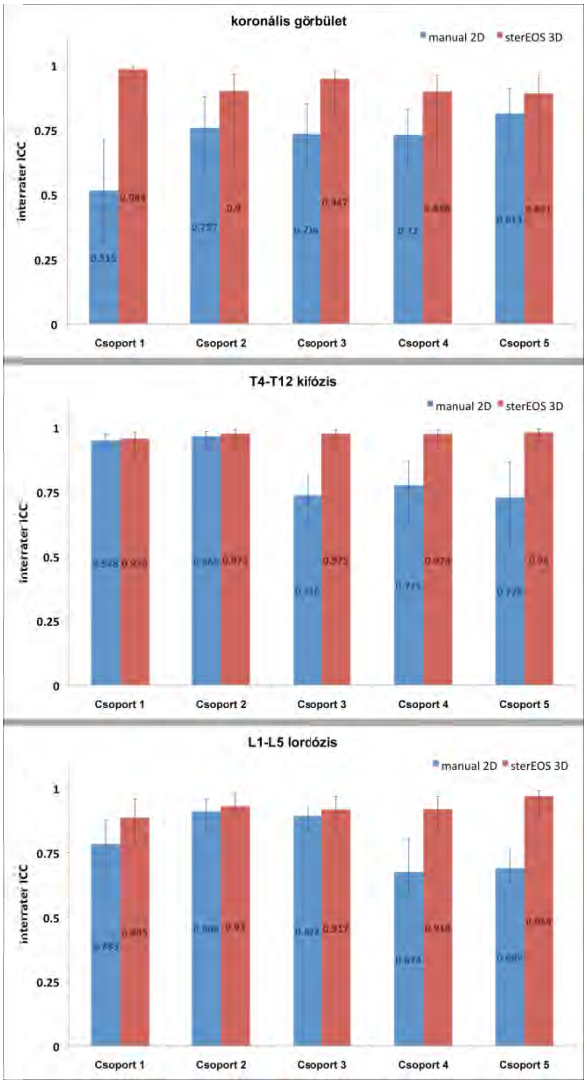
Az egyre nagyobb frontális görbülettel rendelkező 5 betegcsoporton belüli mérések pontossági és egymás közötti korrelációs értékeit a *17. Táblázat* (a 65. oldalon) tartalmazza. Összességében megállapítást nyert, hogy a kézi 2D mérésekhez képest csupán nem jelentős és/vagy statisztikailag nem-szignifikáns különbségeket találtunk, kivéve a 4. csoport 3,28˚ háti kyphosis és 4,57˚ ágyéki lordosis értékbeli különbségét. A Pearson-korreláció az egyes mérési paraméter-párok tagjai között közepestől az erősig terjedt, kivéve az 1. csoport frontális görbületi paraméterének értékét (r=0,107).

Az egyes vizsgálók közötti reprodukálhatóság interrater ICC értéke konzisztens módon magasabbnak mutatkozott a sterEOS mérések javára a manuális 2D mérésekkel szemben, amint ezt a *15. Ábra* (66. oldal) grafikonjai szemléltetik. A nagyon jótól a kiválóig terjedő ICC értékek mindegyike 0,9 közelében vagy afölött volt és a kézi 2D mérésekkel ellentétben, nem mutatott romló tendenciát az egyes betegcsoportok egyre fokozódó görbületi értékeivel párhuzamosan.

17. Táblázat A görbületi mérések pontossága és korrelációja a betegcsoportokban

			átlag[¶] ± SD	kétmintás *t*-próba	Pearson korreláció
1. Csoport (n=36)	**frontális görbület**	2D	6,11 ± 2,06	2,86*	0,107[†]
		3D	8,97 ± 6,65		
	T_4-T_{12} kyphosis	2D	43,98 ± 18,83	-0,52[†]	0,944***
		3D	43,46 ± 18,30		
	L_1-L_5 lordosis	2D	47,72 ± 12,43	-0,10[†]	0,827***
		3D	47,62 ± 12,18		
2. Csoport (n=25)	**frontális görbület**	2D	19,12 ± 4,66	2,28*	0,543**
		3D	21,40 ± 4,46		
	T_4-T_{12} kyphosis	2D	29,17 ± 18,43	0,64[†]	0,927***
		3D	29,81 ± 17,95		
	L_1-L_5 lordosis	2D	45,58 ± 15,17	-2,25[†]	0,743***
		3D	43,33 ± 14,90		
3. Csoport (n=69)	**frontális görbület**	2D	37,32 ± 7,50	1,12[†]	0,706***
		3D	38,44 ± 11,15		
	T_4-T_{12} kyphosis	2D	27,51 ± 13,01	-0,12[†]	0,816***
		3D	27,39 ± 16,67		
	L_1-L_5 lordosis	2D	50,58 ± 13,28	-1,80[†]	0,838***
		3D	48,78 ± 15,11		
4. Csoport (n=49)	**frontális görbület**	2D	61,12 ± 8,04	1,58[†]	0,764***
		3D	62,70 ± 12,03		
	T_4-T_{12} kyphosis	2D	26,35 ± 13,36	-3,28**	0,872***
		3D	23,07 ± 13,63		
	L_1-L_5 lordosis	2D	45,82 ± 13,82	-4,57***	0,831***
		3D	41,25 ± 12,97		
5. Csoport (n=22)	**frontális görbület**	2D	91,53 ± 11,63	-3,15[†]	0,567**
		3D	88,38 ± 16,23		
	T_4-T_{12} kyphosis	2D	28,94 ± 19,36	2,59[†]	0. 824***
		3D	31,53 ± 22,28		
	L_1-L_5 lordosis	2D	35,38 ± 24,96	0,25[†]	0,870***
		3D	35,63 ± 20,57		

[¶]a feltüntetett értékek az egyes Vizsgálók egyedi mérési átlagainak átlagával egyeznek meg;
1. Csoport: Cobb 0-10˚; 2. Csoport: Cobb 10-25˚; 3. Csoport: Cobb 25-50˚; 4. Csoport: Cobb 50-75˚;
5. Csoport: Cobb >75˚; 2D: manuális 2D mérés; 3D: sterEOS 3D mérés;
***p<0,001; **p<0,01; *p<0,05; [†]p-érték nem szignifikáns



15. Ábra A görbületi mérések vizsgálók közötti megbízhatósága a betegcsoportokban
Csoport 1: Cobb 0-10˚; Csoport 2: Cobb 10-25˚; Csoport 3: Cobb 25-50˚; Csoport 4: Cobb 50-75˚; Csoport 5: Cobb > 75˚; az oszlopdiagramokon hibaoszlop formájában az ICC érték 95%-os megbízhatósági tartományának alsó és felső határértékei is feltüntetve

Az EOS rekonstrukció horizontális síkú vetületi képének elemzése

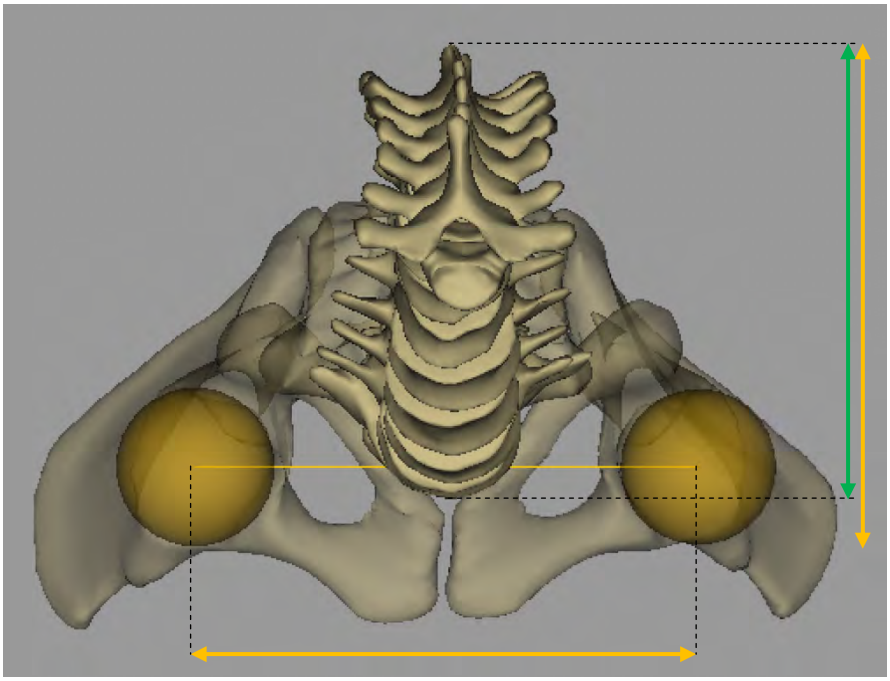
A kétirányú EOS AP és LAT felvételek a gerincdeformitás radiodiagnosztikai megjelenítésében az eddigi klinikai rutinban használt hagyományos, több felvétel digitális összeillesztésével készült röntgenképekhez képest lényegesen jobb képminőséget, részletgazdagságot és torzításmentes, élethű nagyságú ábrázolást tesznek lehetővé, a konvencionális röntgenfelvételekhez használt sugárdózis jelentős csökkenése mellett [71, 72]. A kétirányú felvételek alapján készült sterEOS térbeli rekonstrukció eredménye, az EOS 3D gerincmodell *geometriai* szempontból gyakorlatilag egyenértékű a CT 3D volumetrikus

rekonstrukciókkal, pontos és valósághű térbeli leképezését biztosítja a gerincoszlop és a medence térbeli viszonyainak [45, 50]. A térbeli modell frontális és sagittalis megjelenítése a hagyományos röntgendiagnosztikához képest lényegesen plasztikusabb, életszerűbb vizuális információt biztosít, amely jelentősen segítheti a hagyományos klinikai értékelést is.

A horizontális síkú vetület felülnézeti ábrázolása viszont kifejezetten újszerű, az eddigi klinikai rutineljárások alapján szokatlan és komplex térbeli kompozit képet biztosít. A sterEOS 3D modell felülnézeti képén egyidejűleg tekinthető át a felső háti csigolyáktól kezdődően az ágyéki gerincszakaszon át a medence is; a valósághű modellnek köszönhetően térben egymás alatti elrendezésben. A felülnézeti kép mind az egyes csigolyák pozícióját, rotációját, mind az egymáshoz és a medencéhez való viszonyát tekintve képi információt közvetít. A deformitás apicalis csigolyájának medencéhez képest elfoglalt relatív pozíciója, valamint axialis rotációja önmagában is megjeleníthető és fontos vizuális információt szolgáltat. A gerincoszlop és a medence relatív elhelyezkedésének célzott kiértékelése a frontális és sagittalis egyensúlyra vonatkozó, közvetett információkkal szolgál.

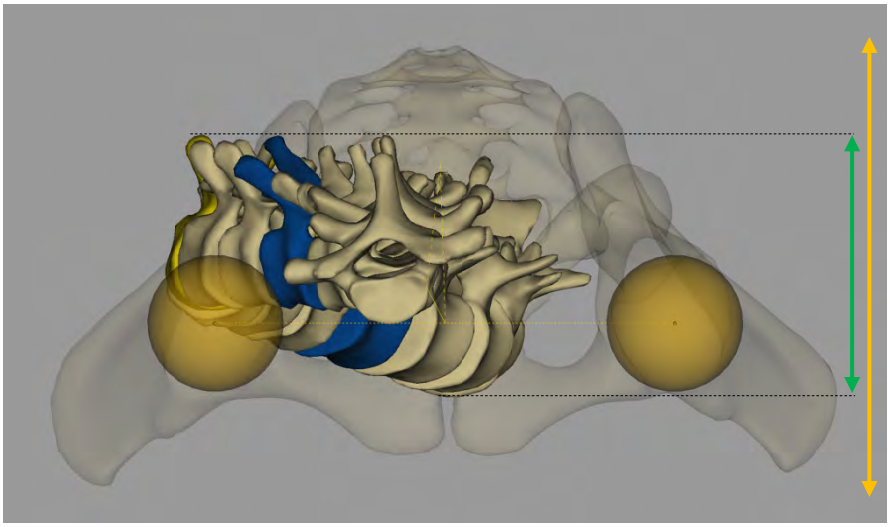
Az egyes görbületi típusokba tartozó klinikai esetek sorozatos vizsgálata alapján, hasonlóan a frontális síkú görbületek hagyományos értékeléséhez, bizonyos tipikus konfigurációk és jellegzetességek a horizontális síkú vetületi kép alapján felismerhetővé váltak, vagy a horizontális síkbeli megjelenítés sajátossága miatt, speciálisan egyediek.

Egészséges gerincoszloppal rendelkező sportolók szűrővizsgálatai alapján lehetőség nyílott a normális horizontális síkú megjelenés elemzésére, melyet a következő oldalon lévő *16. Ábra* mutat be. A háti és ágyéki csigolyák a medence harántirányú tengelyére merőleges szimmetria-tengely – más néven a sagittalis középvonal – mentén, középen helyezkednek el, számottevő oldalirányú eltérés nélkül, a detektálási küszöböt alig meghaladó mértékű axialis rotáció mellett. Az egyes csigolyák középvonali elrendezéséből az interacetabularis távolságtól *(sárga nyilak)* valamivel kisebb, arra merőleges távolságot fed le (a leginkább ventralisan és dorsalisan elhelyezkedő két csigolyatest ventralis kontúrja és tövisnyúlvány-kontúrja közti táv *zöld nyíllal* jelölve). Ez az oldalirányú röntgenfelvételekről ismert, sagittalis görbületek jellegzetes S-alakú lefutásának felel meg. Az egymás alatti csigolyatestek és csigolyanyúlványok egymásra vetülésük miatt a legtöbb esetben alig vagy nehezen különíthetők el egymástól.



16. Ábra sterEOS 3D térbeli rekonstrukció horizontális síkbeli felülnézeti képe egészséges gerincoszlop esetében

A *17. Ábra* az idiopathiás gerincdeformitás leggyakoribb típusának – egyszeres háti főgörbülettel járó (Lenke 1 típus) – reprezentatív esetét mutatja be. A normális gerincoszlop térbeli rekonstrukciójához képest több lényegi eltérés állapítható meg.



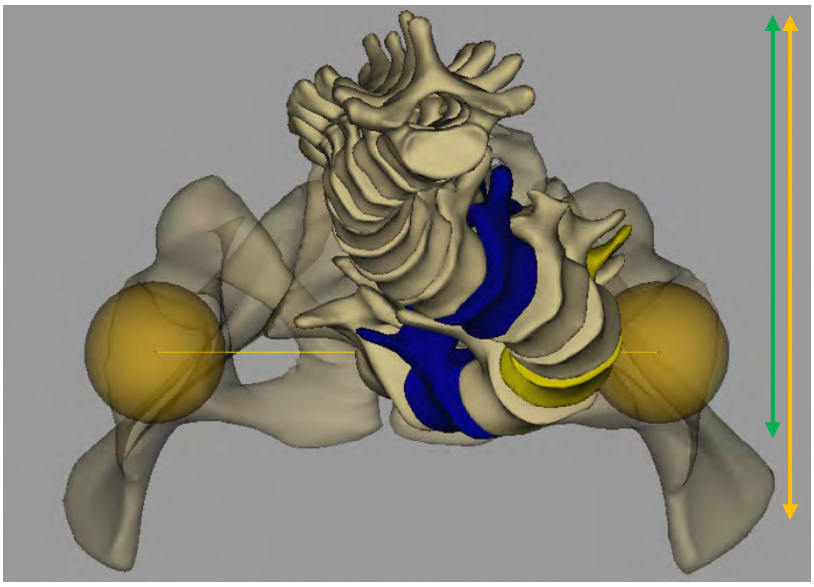
17. Ábra sterEOS 3D térbeli rekonstrukció horizontális síkbeli felülnézeti képe egyszeres főgörbületű fiatalkori gerincdeformitás esetében

A legszembetűnőbb a csigolyák – frontális síkú ábrázolásokról jól ismert – oldalirányú deviációja, amelynek köszönhetően a görbület csúcsponti csigolyája *(sárga színnel jelölve)* a

többihez képest leginkább lateralizáltan helyezkedik el; az ábrán bemutatott jobbra konvex görbületű esetnél bal oldalra való kitérése csaknem eléri az azonos oldali acetabulum *(sárga gömb)* külső kontúrját.

További jellegzetes eltérés, hogy ellentétben a normális gerincoszloppal, a háti és ágyéki gerincszakasz egésze az interacetabularis haránttengelyhez közel, azzal szinte párhuzamosan helyezkedik el, a normálishoz képest gyakorlatilag merőlegesen. Ezzel a jelenséggel szoros összefüggésben a csigolyák által a sagittalis középvonalra vetített "lefedési" távolság *(zöld nyíl)* jelentősen csökkent a normális értékhez képest, az interacetabularis távolságnak *(sárga nyíl)* csupán a felét teszi ki. A horizontális síkú vetületi képen így ábrázolódik a gerincoszlop oldalirányú röntgenfelvételekről ismert jellegzetessége, a háti kyphosis és ágyéki lordosis csökkenésével járó sagittalis síkú konfiguráció-változás.

A scolioticus gerincdeformitás harmadik lényeges összetevője, a görbületet alkotó csigolyák axialis rotációja is jól ábrázolódik, amely jellemzően az apicalis csigolya esetében ér el maximális értékét és még a csigolyatestek egymásra vetülése mellett is értékelhető a csigolyák haránt- és tövisnyúlványainak pozíciója alapján.



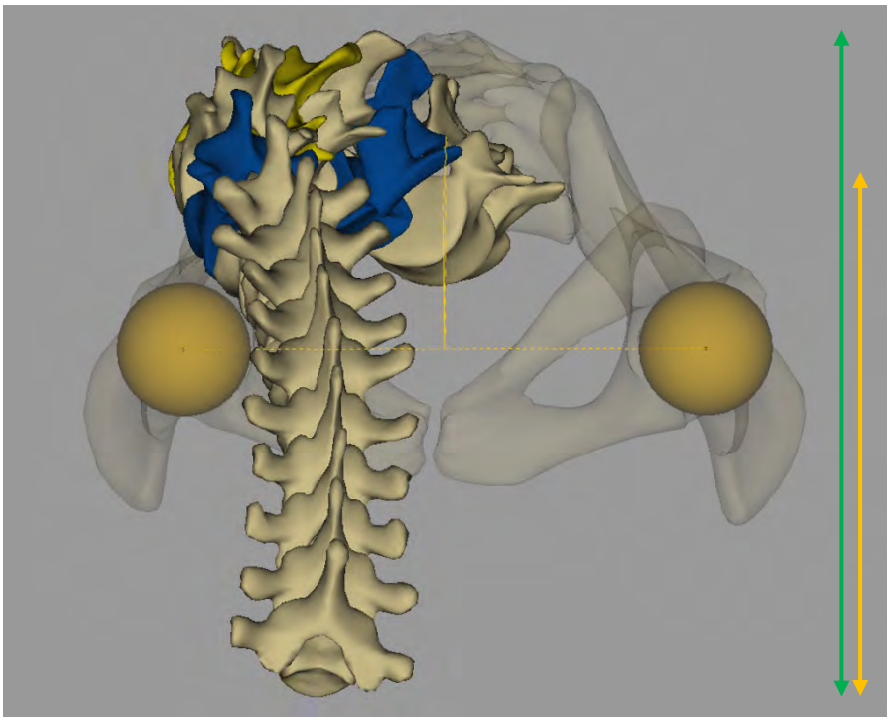
18. Ábra sterEOS 3D térbeli rekonstrukció horizontális síkbeli felülnézeti képe kettős főgörbületettel járó fiatalkori gerincdeformitás esetében

A *18. Ábra* a fiatalkori gerincdeformitások másik nagy csoportját alkotó, kettős főgörbülettel járó (Lenke 3 típusú) reprezentatív eset térbeli rekonstrukciójának felülnézeti képét mutatja be. A háti szakasz enyhe, jobbra konvex struktúrális főgörbülete (a képen balra kissé kitérő lefutással) és az ágyéki szakasz kifejezettebb balra konvex struktúrális

főgörbülete (jobbra kitérő lefutással, *sárga* színű apicalis és *kék* színű zárócsigolyákkal) jól felismerhető, a két gerincszakasz ellentétes oldalra történt deviációja szerint.

Noha a kettős főgörbület természeténél fogva kevésbé hangsúlyosan, mint az előző egyszeres főgörbület esetében, itt is felismerhető az egész gerincoszlop közeledése az interacetabularis tengelyhez és az érintett csigolyák pozíciójának ezen tengellyel párhuzamos átrendeződése, valamint a sagittalis középvonalra vetített "lefedési" távolság *(zöld nyíl)* kisfokú csökkenése az interacetabularis távolsághoz *(sárga nyíl)* képest. A két főgörbületet alkotó csigolyák ellentétes irányú axialis rotációs eltérése kifejezetten jól ábrázolódik.

Egy időskori degeneratív gerincelváltozás talaján kialakult, súlyos fokú deformitással járó eset horizontális síkbeli felülnézeti képét a *19. Ábra* prezentálja.



19. Ábra sterEOS 3D térbeli rekonstrukció horizontális síkbeli felülnézeti képe időskori degeneratív gerincdeformitás esetében

Az eddigi két, jellemzően fiatalkori deformitás-típushoz képest ebben az esetben a gerincoszlop leginkább feltűnő eltérése a háti szakasz csigolyáinak az interacetabularis tengely alá (valójában ventralisan) történt pozícionálódása és a felső és középső háti szakasz mintegy "kiterített" konfigurációja, az általa lefedett ventralis-dorsalis távolság *(zöld nyíl)* markáns növekedése az interacetabularis távolsághoz *(sárga nyíl)* képest. Ugyancsak jól

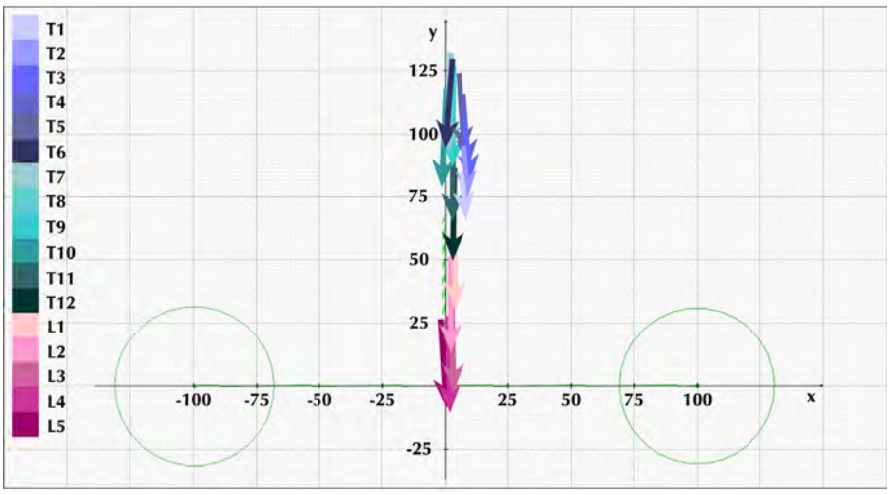
felismerhető az ágyéki szakasz oldalirányú eltérése, míg az apicalis csigolya *(sárga)* a görbületet alkotó csigolyákhoz képest dorsalisan helyezkedik el, nagyfokú axialis rotációval.

4.5 Az EOS rekonstrukcióra alapuló vektoros ábrázolás elemzése és validálása a gerincoszlop térbeli jellemzésére

A gerinc térbeli rekonstrukció horizontális síkbeli felülnézeti képének minden előnye és egyedülállósága ellenére, a legjobb esetben is csupán szemikvantitatív értékelési lehetőséget biztosít akár preoperatív, akár posztoperatív EOS 2D/3D vizsgálatok során. Célkitűzésünknek megfelelően, a csigolyavektor fogalmának bevezetése, a vektor-alapú megjelenítés és a hozzá kapcsolódó parametrikus értékelés a térbeli rekonstrukció összes előnyét megőrizve, jól áttekinthető, könnyebben értelmezhető és kvantitatív összehasonlító elemzés lehetőségét biztosító, a vizsgálati rutineljárás részévé alakítható megoldást jelentett.

A vektor-alapú megjelenítés és jellemzés előnyeinek tárgyalása ugyanazokon a klinikai eseteken történik, amelyeket a korábbi *16–19. Ábrákon* már bemutattunk.

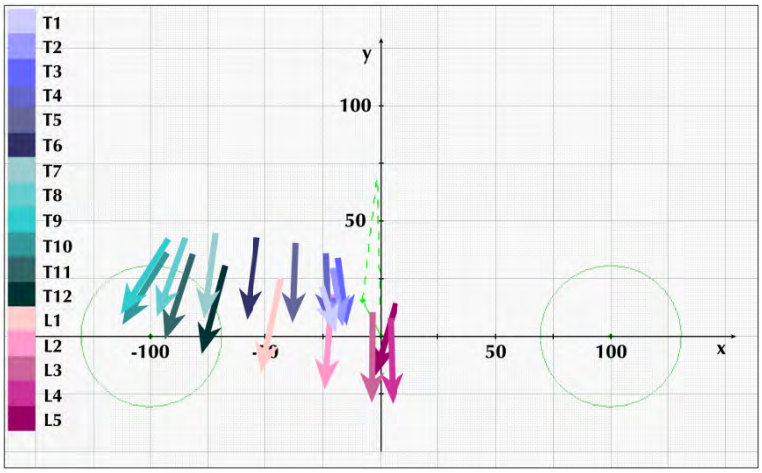
Az egészséges gerinc *16. Ábrán* bemutatott EOS térbeli rekonstrukciós horizontális síkbeli felülnézeti képéhez képest a *20. Ábrán* látható, vektor-alapú megjelenítés lényegesen áttekinthetőbb és egyszerűbben értelmezhető.



20. Ábra sterEOS 3D térbeli rekonstrukció csigolyavektor-alapú megjelenítésének horizontális síkbeli, felülnézeti képe normál gerincoszlop esetében

A sagittalis középvonal mentén elhelyezkedő csigolyák a vektor-alapú ábrázolásban a kalibrált koordináta-rendszer *y* tengelyében, minimális oldalirányú eltérést mutatnak ($B_x < \pm 5$ egység), a horizontális vektorszög által jelzett axialis rotáció pedig elhanyagolható ($\alpha_H < 3^\circ$). A vizsgálati alanynak a normális felső határértékhez közeli, enyhén fokozott háti kyphosisa miatt az *y* tengelyen mért, csigolyavektorok által "lefedett" távolság körülbelül 140 egységgel – azaz az interacetabularis távolság felének 1,4-szeresével – egyenlő és a csigolyavektorok túlnyomó része az *x* tengelyhez képest felül ábrázolódik. A csigolyavektorok a térbeli rekonstrukciós kép 3D csigolya-modelljeihez hasonlóan erősen egymásra vetülnek, ezért egymáshoz képest elfoglalt pontos térbeli helyzetük és az általuk reprezentált gerincoszlop térbeli lefutása nehezen képzelhető el.

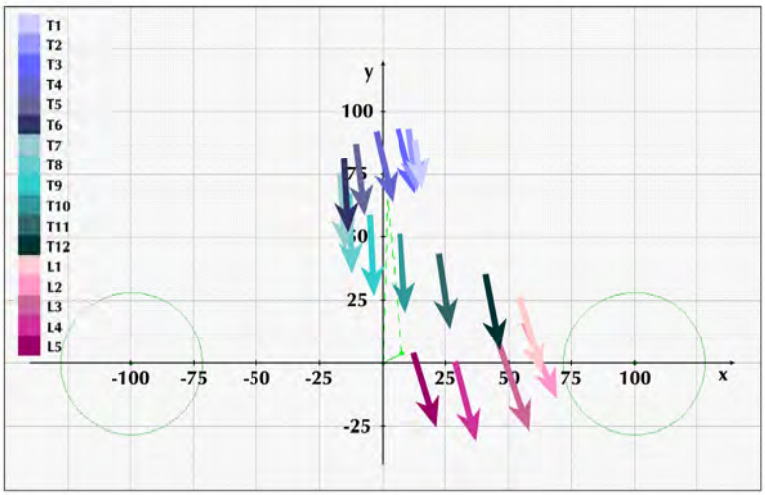
A *17. Ábrán* bemutatott egyszeres főgörbülettel járó gerincdeformitás vektor-alapú horizontális síkbeli felülnézeti képe a *21. Ábrán* látható. Szembeötlő a csigolyavektorok fokozatos eltérése az *x* tengely negatív számtartománya felé, amely a görbület T_9 apicalis csigolyája tekintetében az acetábuláris középpontot is meghaladó értéket mutat (B_x=-110,3).



21. Ábra sterEOS 3D térbeli rekonstrukció csigolyavektor-alapú megjelenítésének horizontális síkbeli, felülnézeti képe egyszeres főgörbületettel járó fiatalkori gerincdeformitásban

Feltűnő a csigolyavektorok harántirányú elrendeződése az interacetabularis *x* tengellyel párhuzamosan. A csigolyavektorok által "lefedett", *y* tengelyen mérhető távolság kisebb mint 75 egység. A görbületet alkotó csigolyák egyre fokozódó axialis rotációját jelzi,

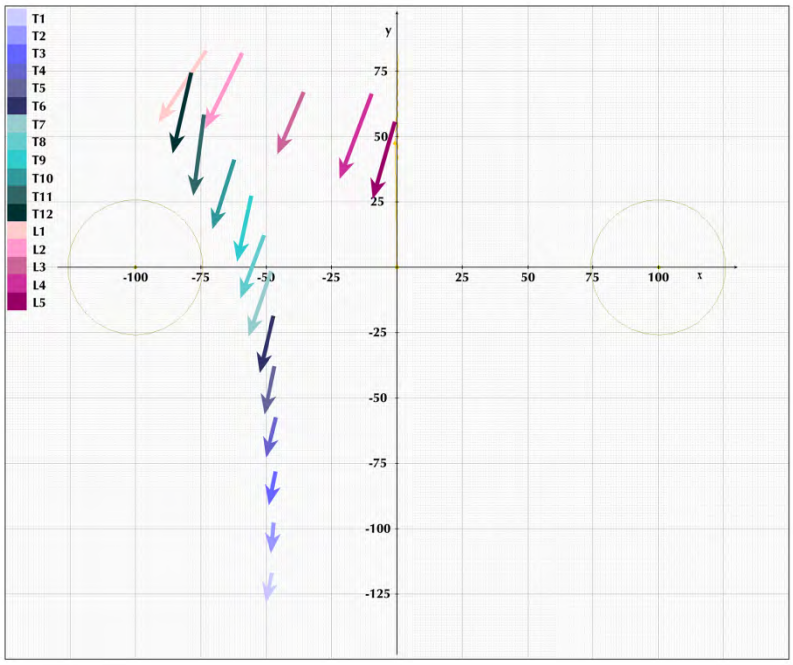
hogy a T_6-L_2 csigolyavektorok elfordult helyzetűek, maximális értéket ugyancsak az apicalis T_9 csigolyavektor esetében mutatva (α_H=31,1˚).



22. Ábra sterEOS 3D térbeli rekonstrukciók csigolyavektor-alapú megjelenítésének horizontális síkbeli, felülnézeti képe kettős főgörbületettel járó fiatalkori gerincdeformitásban

A *18. Ábrán* bemutatott kettős főgörbületű gerincdeformitás reprezentatív esetének vektor-alapú horizontális síkbeli felülnézeti képe a *22. Ábrán* látható. A csigolyavektorok a kettős görbületnek megfelelő, S-alakú elrendeződése feltűnő ebben a konfigurációban. A ágyéki szakasz nagyobb főgörbületi L_2 apicalis csigolyavektorának oldalirányú deviációja és axialis rotációja mutatja a maximális értékeket (B_x=63,3; α_H=17,2˚). A csigolyavektorok által "lefedett", *y* tengelyen mért távolság 125 egység.

A következő oldalon található, *23. Ábrán* látható, időskori súlyos degeneratív gerincdeformitás vektor-alapú megjelenítése hasonlóan az előző esetekhez, a *19. Ábrán* bemutatotthoz képest áttekinthetőbb és a részleteket tekintve pontosabb képet nyújt az elváltozás típusáról és fokáról. A háti gerincszakasz mintegy "kiterítve" ábrázolódik a felsőtest nagyfokú előredőlése miatt, amely a sagittalis egyensúly felborulását jelzi. Az ágyéki szakasz főgörbületi L_1 apicalis csigolyája mutatja az oldalirányú deviáció és az axialis rotáció maximális értékét (B_x=91,0, α_H=33,5˚). A paradox ágyéki kyphosisnak megfelelően az ágyéki szakasz lefutása a normálistól eltérő [111]. A gerincoszlop háti és ágyéki szakasza által "lefedett", *y* tengelyre vetített távolság meghaladja a 210 egységet, azaz a teljes interacetabularis átmérőt is.



23. Ábra sterEOS 3D térbeli rekonstrukciók csigolyavektor-alapú megjelenítésének horizontális síkbeli, felülnézeti képe időskori degeneratív gerincdeformitásban

A vektor-alapú megjelenítés validálása a gerincoszlop frontális és sagittalis síkú görbületeinek jellemzésében

A három, egymástól független vizsgáló hagyományos manuális görbületi méréseinek és az általuk kivitelezett térbeli rekonstrukciók alapján nyert vektor-alapú görbületi mérések saját reprodukálhatóságát az egyes vizsgálók mérési sorozatainak eredményeiből számított, intraobserver ICC értékekkel jellemeztük. Akár a hagyományos kézi 2D mérések, akár az EOS térbeli rekonstrukciók alapján generált csigolyavektor-alapú görbületi mérések kiváló reprodukálhatóságot mutattak, mindhárom vizsgáló esetében. Eredményeinket a következő oldal *18. Táblázatában* mutatjuk be.

18. Táblázat A hagyományos manuális és csigolyavektor-alapú görbületi mérések reprodukálhatósága vizsgálónként, az összes betegen

n=201		manuális 2D		csigolyavektor 3D	
		átlag ± SD	**ICC***	**átlag ± SD**	**ICC***
Vizsgáló No. 1	frontális görbület	42,17 ± 27,41	1,000	41,25 ± 27,83	1,000
	T_4-T_{12} kyphosis	28,93 ± 17,27	0,999	31,09 ± 16,47	1,000
	L_1-L_5 lordosis	44,83 ± 15,21	0,999	37,56 ± 13,64	1,000
Vizsgáló No. 2	frontális görbület	40,47 ± 26,65	0,999	42,80 ± 28,89	0,999
	T_4-T_{12} kyphosis	29,64 ± 17,35	0,995	30,11 ± 15,95	0,996
	L_1-L_5 lordosis	46,23 ± 16,89	0,994	38,72 ± 14,05	0,996
Vizsgáló No. 3	frontális görbület	40,95 ± 26,95	0,999	39,50 ± 26,64	0,998
	T_4-T_{12} kyphosis	33,05 ± 18,40	0,996	32,12 ± 17,02	0,997
	L_1-L_5 lordosis	48,81 ± 17,26	0,996	36,48 ± 13,24	0,997

* two-way random modell; a sorozat egyes tagjainak konzisztens voltára történt súlyozással; p<0,001

A vektor-alapú görbületi mérések pontosságát és összefüggését a hagyományos 2D mérési eredményekhez viszonyítottuk, először a vizsgálatba válogatott összes beteget alapul véve, ennek eredményeit az alábbi *19. Táblázat* szemlélteti.

19. Táblázat A görbületi mérések pontossága és korrelációja az összes betegen

n=201		átlag¶ ± SD	kétmintás *t*-próba	Pearson korreláció
frontális görbület	manuális 2D	41,20 ± 26,75	-0,02†	0,955***
	csigolyavektor 3D	41,18 ± 27,78		
T_4-T_{12} kyphosis	manuális 2D	30,54 ± 16,82	0,57†	0,847***
	csigolyavektor 3D	31,11 ± 16,48		
L_1-L_5 lordosis	manuális 2D	46,62 ± 15,67	-9,03***	0,637***
	csigolyavektor 3D	37,59 ± 13,64		

¶a feltüntetett értékek az egyes Vizsgálók egyedi mérési átlagainak átlagával egyeznek meg;
***p<0,001, **p<0,01, *p<0,05, †p-érték nem szignifikáns

A frontális görbületek és a háti kyphosis értékek közötti eltérés csupán apró és statisztikailag nem szignifikáns volt (-0,02˚ és 0,57˚), míg az ágyéki lordosis értékében

statisztikailag is szignifikáns, átlagosan 9,03 fokkal kisebb értéket mértünk a csigolyavektor-alapú méréssel. A kétféle mérési sorozatok közötti összefüggés-vizsgálat statisztikailag szignifikáns, erős korrelációs értékeket mutatott.

Vizsgálóink egymás közötti megbízhatóságát az illető mérési módszer interrater ICC értékei alapján ítéltük meg, először ugyancsak az összes vizsgálati alanyunkon kapott eredmények szerint. A *20. Táblázatból* látható, hogy a manuális 2D mérések megbízhatósági vizsgálata jó és kiváló közötti értékeket produkált (0,971, 0,844 és 0,845 értékekkel, ebben a sorrendben a frontális görbületekre, háti kyphosisra és ágyéki lordosisra vonatkozóan), viszont ugyanezen csigolyavektor-alapú görbületi mérések interrater ICC értékei jelentős mértékben magasabbak voltak (0,991, 0,982 és 0,971), lényegesen jobb megbízhatóságról tanúskodva.

20. Táblázat A görbületi mérések vizsgálók közötti megbízhatósága az összes betegen

n=201	manuális 2D			csigolyavektor 3D		
	interrater ICC‡	95% CI		interrater ICC‡	95% CI	
		alsó	felső		alsó	felső
frontális görbület	0,971	0,963	0,977	0,991	0,973	0,996
T_4-T_{12} kyphosis	0,844	0,798	0,880	0,982	0,939	0,992
L_1-L_5 lordosis	0,845	0,799	0,882	0,971	0,879	0,988

‡ egyedi mérések, two-way random modell; a mérési sorozat egyes tagjainak abszolút egyezésére történt súlyozással; minden érték p<0,001; 95% CI: az ICC értékek 95%-os megbízhatósági tartományának alsó és felső határértéke

A vektor-alapú görbületi mérések pontosságát és összefüggését a hagyományos 2D mérési eredményekkel a frontális görbületek súlyossága szerinti vizsgálati csoportokban külön-külön is vizsgáltuk. A következő oldalon található *21. Táblázatban* látható, hogy az értékek közti különbségek kicsik és statisztikailag nem szignifikánsak – kivéve az ágyéki lordosis értékeket, minden betegcsoportra nézve.

A Pearson-korreláció statisztikailag szignifikáns, közepes és erős összefüggéseket mutatott, két kivétellel: a frontális görbületi értékekre nézve a legkisebb frontális görbületű

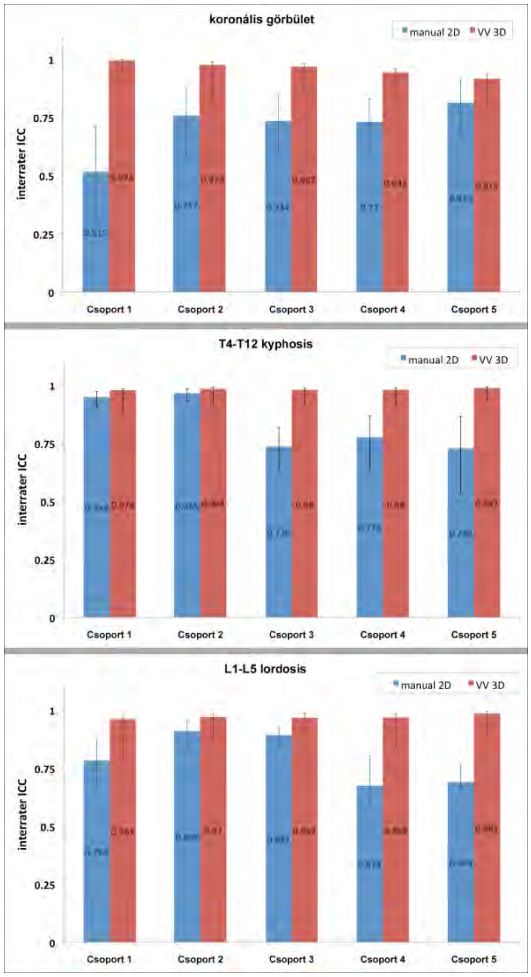
1. csoportban (r=-0,055, *p* nem szignifikáns) és az ágyéki lordosis tekintetében a legnagyobb frontális görbületű 5. csoportban (r=0,305, *p* nem szignifikáns).

21. Táblázat A görbületi mérések pontossága és korrelációja a betegcsoportokon belül

			átlag[¶] ± SD	kétmintás *t*-próba	Pearson korreláció
1. Csoport (n=36)	**frontális görbület**	2D	6,11 ± 2,06	1,14[†]	-0,055[†]
		3D	7,25 ± 6,33		
	T_4-T_{12} kyphosis	2D	43,98 ± 18,83	-2,05[†]	0,920***
		3D	41,93 ± 19,23		
	L_1-L_5 lordosis	2D	47,72 ± 12,43	-5,83***	0,716***
		3D	41,89 ± 12,91		
2. Csoport (n=25)	**frontális görbület**	2D	19,12 ± 4,66	0,32[†]	0,442*
		3D	19,44 ± 6,66		
	T_4-T_{12} kyphosis	2D	29,17 ± 18,43	0,78[†]	0,864***
		3D	29,95 ± 16,88		
	L_1-L_5 lordosis	2D	45,58 ± 15,17	-9,08***	0,689***
		3D	36,50 ± 13,09		
3. Csoport (n=69)	**frontális görbület**	2D	37,32 ± 7,50	-0,76[†]	0,797***
		3D	36,55 ± 10,99		
	T_4-T_{12} kyphosis	2D	27,51 ± 13,01	2,66*	0,814***
		3D	30,17 ± 14,78		
	L_1-L_5 lordosis	2D	50,58 ± 13,28	-10,98***	0,746***
		3D	39,60 ± 13,40		
4. Csoport (n=49)	**frontális görbület**	2D	61,12 ± 8,04	0,18[†]	0,807***
		3D	61,30 ± 13,49		
	T_4-T_{12} kyphosis	2D	26,35 ± 13,36	0,69[†]	0,822***
		3D	27,05 ± 13,02		
	L_1-L_5 lordosis	2D	45,82 ± 13,82	-10,12***	0,684***
		3D	35,70 ± 12,34		
5. Csoport (n=22)	**frontális görbület**	2D	91,53 ± 11,63	-0,41[†]	0,506**
		3D	91,12 ± 16,18		
	T_4-T_{12} kyphosis	2D	28,94 ± 19,36	-2,24[†]	0. 708***
		3D	26,70 ± 16,90		
	L_1-L_5 lordosis	2D	35,38 ± 24,96	-5,69[†]	0,305[†]
		3D	29,69 ± 15,80		

[¶]a feltüntetett értékek az egyes Vizsgálók egyedi mérési átlagainak átlagával egyeznek meg;
1. Csoport: Cobb 0-10˚; 2. Csoport: Cobb 10-25˚; 3. Csoport: Cobb 25-50˚; 4. Csoport: Cobb 50-75˚;
5. Csoport: Cobb > 75˚; 2D: manuális 2D mérés; 3D: csigolyavektor-alapú 3D mérés;
***p<0,001, **p<0,01, *p<0,05, [†]p-érték nem szignifikáns

A vizsgálók görbületi méréssorozatai alapján számított, vizsgálók közötti (interrater) megbízhatóság értékelését az egyes betegcsoportok szerint is elvégeztük, ennek eredményeit a következő oldalon a *24. Ábra* grafikonja szemlélteti.

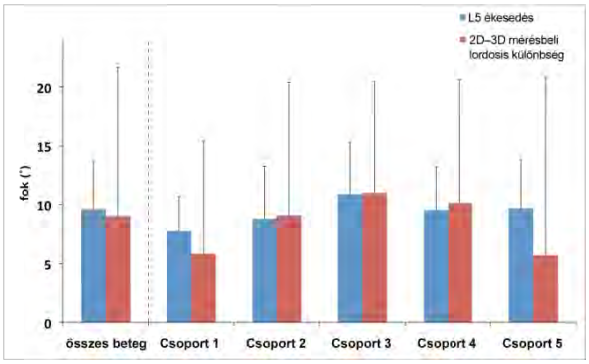


24. Ábra Az egyes betegcsoportok frontális görbületi *(felül),* háti kyphosis *(középen)* és ágyéki lordosis *(alul)* mérési eredményeinek vizsgálók közötti megbízhatósága
1. Csoport: Cobb 0-10˚; 2. Csoport: Cobb 10-25˚; 3. Csoport: Cobb 25-50˚; 4. Csoport: Cobb 50-75˚; 5. Csoport: Cobb > 75˚; interrater ICC: vizsgálók közötti megbízhatóság ICC értéke; manual 2D: hagyományos manuális 2D mérés; VV 3D: csigolyavektor-alapú 3D mérés; az oszlopdiagramokon hibaoszlop formájában az ICC érték 95%-os megbízhatósági tartományának alsó és felső határértékei is feltüntetve

A csigolyavektor-alapú mérések eredményei kiváló ICC értékeket mutattak mind az öt betegcsoportban, a frontális görbületekre 0,994 és 0,915, a háti kyphosisra 0,987 és 0,978, az ágyéki lordosisra 0,985 és 0,961 közötti értékekkel, konzisztens módon magasabbak voltak a megfelelő manuális 2D mérések értékeihez képest. Ezzel ellentétben, nem mutattak romló tendenciát az egyre fokozódó mértékű frontális görbülettel rendelkező betegcsoportokban.

Az összes betegen kapott, ágyéki lordosis értékében statisztikailag is szignifikáns, átlagosan 9,03 fokkal kisebb értéket eredményező csigolyavektor-alapú lordosis értékbeli

eltérés magyarázatához megvizsgáltuk az L_5 csigolya-ékesedés szögének és a kétféle mérési módszer által mért ágyéki L_1-L_5 lordosis érték különbözetének viszonyát, mely vizsgálat eredményeit a *25. Ábra* grafikonja mutatja be.

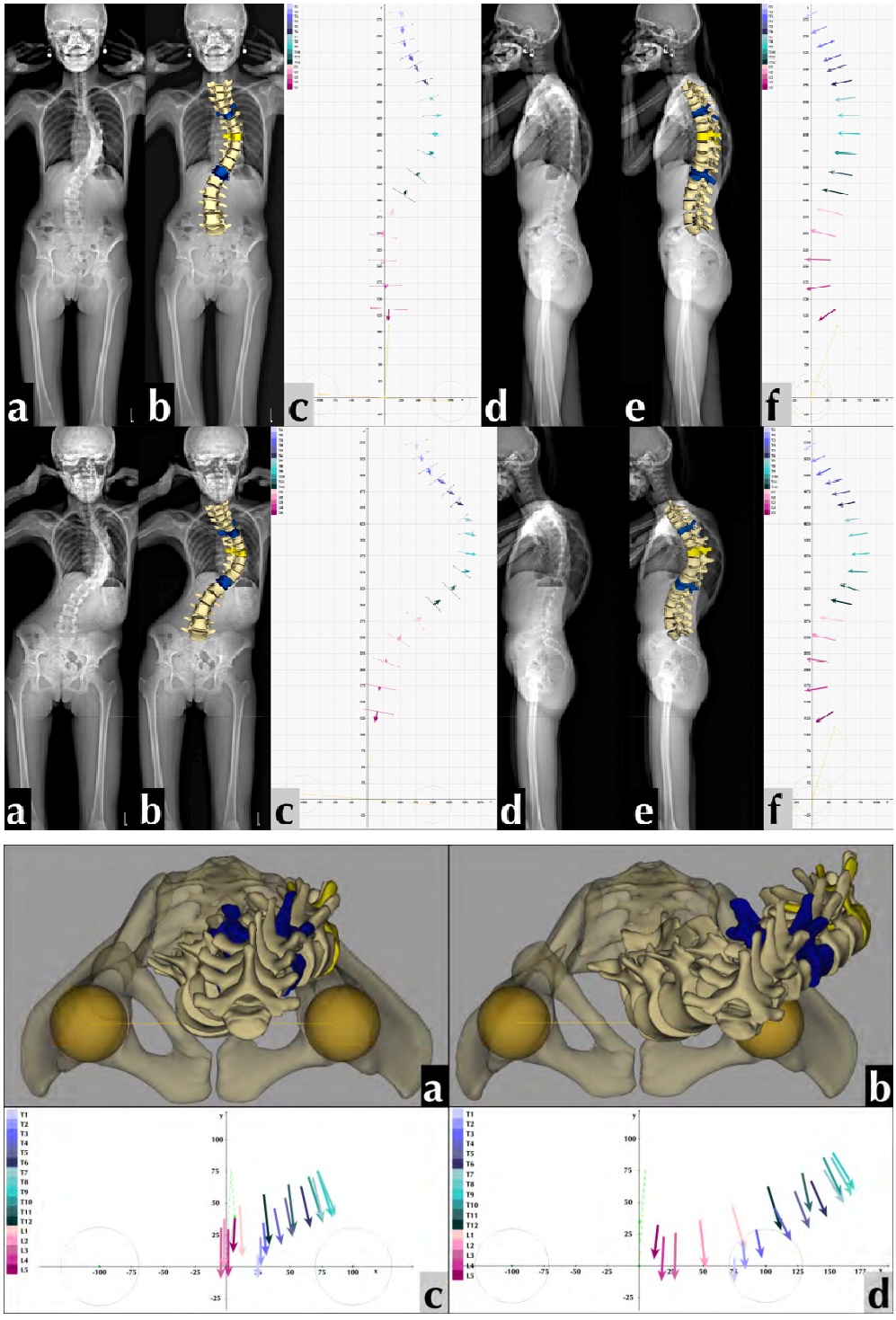


25. Ábra A manuális és csigolyavektor-alapú ágyéki L_1-L_5 lordosis érték közötti különbség és az L5 csigolyaékesedés összehasonlítása
1. Csoport: Cobb 0-10˚; 2. Csoport: Cobb 10-25˚; 3. Csoport: Cobb 25-50˚; 4. Csoport: Cobb 50-75˚; 5. Csoport: Cobb > 75˚; az oszlopdiagrammok a paraméterek átlagértékét, a hibaoszlopok a standard deviációt ábrázolják

Az összes betegre és a betegcsoportokra nézve is megerősítést nyert, hogy a kimutatott L_1-L_5 lordosis értékbeli különbség és az L_5 csigolyaékesedés értéke közötti különbség statisztikailag nem szignifikáns és elhanyagolható mértékű, azaz e két körülmény feltehetően szorosan összefügg egymással, vagyis a vektor-alapú méréssel kapott, konzisztensen alacsonyabb lordosis értékek eltérése az L_5-ékesedés mértékének tudható be.

A vektor-alapú ábrázolás alkalmazása a gerincdeformitás progressziójának követésében és a műtéti korrekció értékelésében

A következő oldalakon egy nagyfokú és gyors progressziót mutató, balra konvex egyszeres háti főgörbülettel járó (Lenke 1 típus), fiatalkori idiopathiás scoliosis reprezentatív esetének vizuális analízisét és parametrikus eredményeit mutatjuk be. A két vizsgálat között mindössze 9 hónap telt el. A következő oldalon látható *26. Ábrán* különösen szembeötlő a vektor-alapú felülnézeti képeken *(alsó sor c, d)* a progresszió következtében a görbület csúcsponti (APV) T_9 csigolyavektor *x* tengely mentén történt, fokozódó oldalirányú kitérése és az *x* tengellyel bezárt vektorszögének növekedése.



26. Ábra A gerincdeformitás progressziójának követése EOS térbeli rekonstrukció és csigolyavektorok segítségével – reprezentatív eset vizuális analízise

Felső sor: első AP/LAT EOS 2D/3D vizsgálat *(a,d)*, térbeli rekonstrukció *(b,e)* és csigolyavektor-alapú megjelenítés *(c,f)*; *Középső sor:* 9 hónappal későbbi, második AP/LAT EOS 2D/3D vizsgálat *(a,d)*, térbeli rekonstrukció *(b,e)* és csigolyavektor-alapú megjelenítés *(c,f)* 9 hónappal később; *Alsó sor:* EOS térbeli rekonstrukció és csigolyavektor-alapú megjelenítés horizontális síkbeli felülnézeti képei, az első *(a,c)* és második *(b,d)* vizsgálatból

Az alábbi *22. Táblázatban* található parametrikus adatok demonstrálják, hogy míg a frontális görbület vektor-alapú módszerrel mért értéke 62,2˚-ról 88,0˚-ra súlyosbodott (41,5%-os növekedés) és az apicalis csigolya rotációja (T_9 APV-α_H) 17,8˚-ról 31,4˚-re nőtt (76,4%-os emelkedés), addig az apicalis csigolyavektor oldalirányú kitérésének (T_9 APV-B_x) értéke 83,1-ről 170,1-re fokozódott (a vektor-alapú értékek közötti legmarkánsabb, 104,7%-os változás). A jobbra konvex egyszeres főgörbülettel járó esetekkel ellentétben (amelyek a háti kyphosis nagyfokú ellaposodását mutatják), ezen inverz konfigurációjú esetben a T_4-T_{12} kyphosis értéke csaknem 30 százalékkal növekedett.

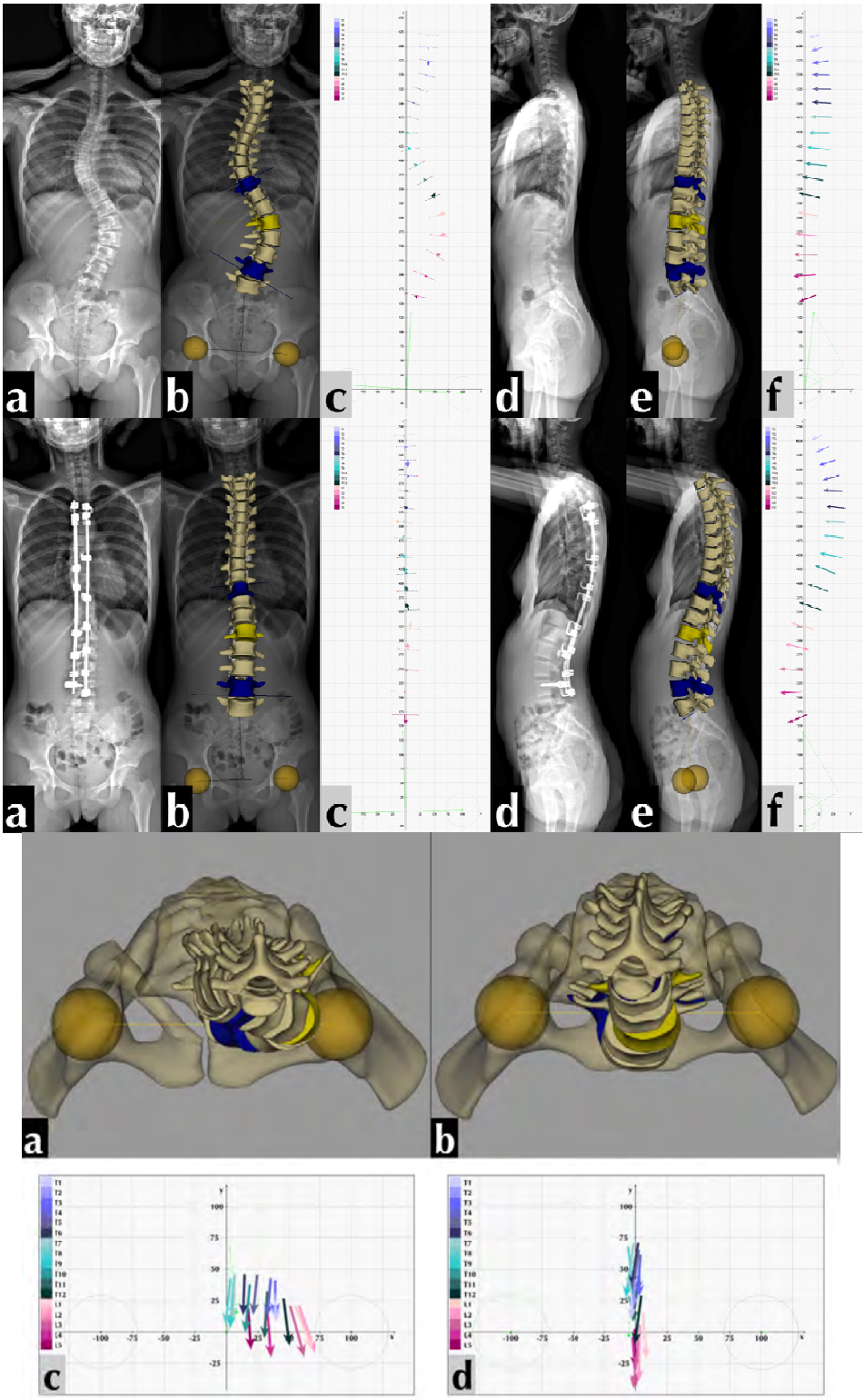
22. Táblázat A gerincferdülés progressziójának követése EOS térbeli rekonstrukció és csigolyavektorok segítségével – reprezentatív példa parametrikus analízise

	preop-1	**preop-2**	**változás (%)**
T_5-T_{12} Cobb (˚)	53,7	84,0	+56,4
T_5-T_{12} VV-Cobb (˚)	62,2	88,0	+41,5
T_4-T_{12} kyphosis (˚)	38,2	49,6	+29,8
T_4-T_{12} VV-kyphosis (˚)	31,0	26,2	-15,5
L_1-L_5 lordosis (˚)	54,2	61,3	+13,1
L_1-L_5 VV-lordosis (˚)	47,9	39,5	-17,5
T_9 AVR (˚)	18,9	32,1	+69,8
T_9 APV-α_H (˚)	17,8	31,4	+76,4
T_9 APV-B_x	83,1	170,1	+104,7

preop-1 – első vizsgálat (2008 február); **preop-2** – második vizsgálat (2008 november);
VV – csigolyavektor-alapú mérési módszerrel nyert paraméter; **AVR –** axialis csigolyarotáció; **APV –** a frontális görbület csúcsponti csigolyája; **α_H** - horizontális síkbeli csigolyavektor szög; **B_x** - csigolyavektor B végponti X koordináta-érték;

Amint már a korábbi alfejezetben bemutatásra került, az EOS térbeli rekonstrukciót sikeresen alkalmaztuk az Intézetünkben gerincferdülés miatti korrekciós műtéten átesett betegek EOS 2D/3D vizsgálati procedúrájában. Az EOS térbeli rekonstrukció alapján készített vektor-alapú megjelenítés és annak parametrikus adatai az elváltozás progressziójához hasonlóan előnyös eszközt biztosítottak a műtéti korrekció eredményeinek kiértékeléséhez.

A következő oldalakon egy műtéti korrekción átesett, kettős főgörbülettel járó (Lenke 3 típus) eset preoperatív és a 3. posztoperatív napon végzett vizsgálatának képi analízisét *(27. Ábra)*, valamint parametrikus eredményeit szemléltetjük *(23. Táblázat)*.



27. Ábra A műtéti korrekció eredményének értékelése EOS térbeli rekonstrukció és csigolyavektorok segítségével – kettős görbületű reprezentatív eset vizuális analízise
Felső sor: preoperatív AP/LAT EOS 2D/3D vizsgálat *(a,d)*, térbeli rekonstrukció *(b,e)* és csigolyavektor-alapú megjelenítés *(c,f)*; *Középső sor:* posztoperatív AP/LAT EOS 2D/3D vizsgálat *(a,d)*, térbeli rekonstrukció *(b,e)* és csigolyavektor-alapú megjelenítés *(c,f)*;
Alsó sor: (a-b) EOS térbeli rekonstrukció és *(c-d)* csigolyavektor-alapú megjelenítés horizontális síkbeli felülnézeti képei, műtét előtt *(a,c)* és műtét után *(b,d)*.

A hagyományos megjelenítési nézetek mellett újra a leginkább szembeötlő a horizontális síkbeli felülnézeti ábrázolás, annak is csigolyavektor-alapú megjelenítése. A műtéti korrekció eredményeként a csigolyák kezdeti nagyfokú oldalirányú kitérése megszűnt, kivétel nélkül az *y* tengely mentén sorakoznak, miközben az *x* tengellyel bezárt szögük jelentősen csökkent.

23. Táblázat A műtéti korrekció eredményének értékelése EOS térbeli rekonstrukció és csigolyavektorok segítségével – kettős görbületű reprezentatív példa parametrikus analízise

	preop	**posztop**	**változás (%)**
T_6-T_{10} Cobb (˚)	45,6	14,4	-68,4
T_6-T_{10} VV-Cobb (˚)	47,0	10,2	-78,3
T_{11}-L_4 Cobb (˚)	55,5	4,6	-91,7
T_{11}-L_4 VV-Cobb (˚)	53,7	2,4	-95,5
T_4-T_{12} kyphosis (˚)	6,0	33,0	+450,0
T_4-T_{12} VV-kyphosis (˚)	11,6	33,8	+191,4
L_1-L_5 lordosis (˚)	24,0	46,0	+91,7
L_1-L_5 VV-lordosis (˚)	19,6	38,7	+97,4
T_8 AVR (˚)	10,4	4,8	-53,8
T_8 APV-α_H (˚)	7,9	6,3	-20,3
T_8 APV-B_x	1,2	1,7	+41,7
L_2 AVR (˚)	17,1	1,0	-94,2
L_2 APV-α_H (˚)	21,9	4,3	-80,4
L_2 APV-B_x	68,3	9,0	-86,8

preop – műtét előtti; **posztop** – műtét utáni állapot;
VV – csigolyavektor-alapú mérési módszerrel nyert paraméter; **AVR –** axialis csigolyarotáció; **APV –** a frontális görbület csúcsponti csigolyája; **α_H** - horizontális síkbeli csigolyavektor szög; **B_x** - csigolyavektor B végponti X koordináta-érték;

A parametrikus adatok szerint a korrekció előtti háti és ágyéki görbületek 47,0˚ és 53,7˚ értékekről 10,2˚ és 2,4˚ értékűre csökkentek. A két görbülethez tartozó T_8 és L_2 apicalis vektor-paramétereinek változása: T_8 APV-α_H 7,9˚–6,3˚; T_8 APV-B_x 1,2–1,7; L_2 APV-α_H 21,9˚–4,3˚; L_2 APV-B_x 68,3–9,0.

Az előbbi reprezentatív eset értékelésén túl, a validálási vizsgálatban szereplő 201 fős betegcsoportból 95 gerinckorrekciós műtéten átesett esetnél is lehetőség volt a beavatkozás eredményének összehasonlító elemzésének elvégzésére, a vektor-alapú módszerrel mért paraméterek tükrében. Az eredményeket az alábbi *24. Táblázat* foglalja össze.

24. Táblázat A műtéti korrekció eredményének értékelése

Műtéti korrekción átesett betegek csigolyavektor-alapú és konvencionális mérési módszerekkel mért paramétereinek változásai frontális és sagittalis görbületeinek és a frontális görbület csúcsponti axialis csigolyarotációjának jellemzői és egymáshoz való viszonya a beavatkozás előtt *(preop)* és után *(posztop)*

	n=95	preop			posztop		
		átlag ± S.D.	kétmintás *t*-próba	Pearson korreláció	átlag ± S.D.	kétmintás *t*-próba	Pearson korreláció
(1)	**Cobb (˚)**	50,93 ±18,48	-1,56*	0,950**	16,61 ±12,08	0,21†	0,935**
(2)	**VV-Cobb (˚)**	49,37 ±20,38			16,82 ±12,85		
(3)	**kyphosis (˚)**	25,75 ±17,43	2,61**	0,893**	29,21 ±9,78	2,04**	0,896**
(4)	**VV-kyphosis (˚)**	28,37 ±16,15			31,25 ±9,98		
(5)	**lordosis (˚)**	43,67 ±13,4	-8,55**	0,763**	45,26 ±9,88	-7,04**	0,809**
(6)	**VV-lordosis (˚)**	35,12 ±12,21			38,22 ±9,42		
(7)	**AVR (˚)**	19,16 ±11,39	0,65*	0,963**	12,19 ±8,92	0,16†	0,968**
(8)	**APV-α_H (˚)**	18,51 ±12,46			12,03 ±9,03		

kyphosis - T_4-T_{12} kyphosis; **lordosis** – L_1-L_5 lordosis; **VV** – csigolyavektor-alapú mérési módszerrel nyert **AVR –** axialis csigolyarotáció; **APV –** a frontális görbület apicalis csigolyája; **α_H** - horizontális síkbeli csigolyavektor szög; **A_x** – csigolyavektor A kezdőponti X koordináta-érték; **B_x** - csigolyavektor B végponti X koordináta-érték; ***p*<0,01; **p*<0,05; †*p*-érték nem-szignifikáns

A validálási vizsgálatokban már megfigyelt preoperatív adatok a posztoperatív adatokra is igazolódni látszottak: a hagyományos és csigolyavektor-alapú frontális görbület Cobb-szögében elenyésző (0,21˚), a háti kyphosis értékében kicsi (2,04˚) eltérés, valamint statisztikailag szignifikáns és erős korreláció volt (r=0,935 illetve r=0,896). A posztoperatív ágyéki L_1-L_5 lordosis kétfajta módszerrel mért értéke – a preoperatív eseteknél már észlelt és az L_5 csigolya-ékesedéssel szoros összefüggésben állónak kimutatott módon – itt is jelentős különbséget mutatott (-7,04˚), az összefüggés közöttük ugyancsak erős volt (r=0,809). A frontális görbület apicalis csigolyájának axialis rotációja a sterEOS-alapú méréssel és a csigolyavektor horizontális vektorszöge alapján kapott értékében elhanyagolható különbséget (0,16˚) valamint erős korrelációt mutatott (r=0,968).

A preoperatív és posztoperatív vektorparamétereknek a frontális görbületi szögértékkel végzett korreláció-vizsgálata azt bizonyította (*25. Táblázat,* 85. oldal), hogy a horizontális síkbeli vektor-paraméterek közül a legnagyobb értéket a görbület apicalis csigolyájának oldalirányú kitérését reprezentáló APV-B_x mutatta, r=0,701 (preop) és r=0,434 (posztop). Hasonlóan vizsgálva a műtéti korrekció által a vektorparaméterek értékében okozott változás összefüggését a bekövetkezett frontális görbületi Cobb-szög változással,

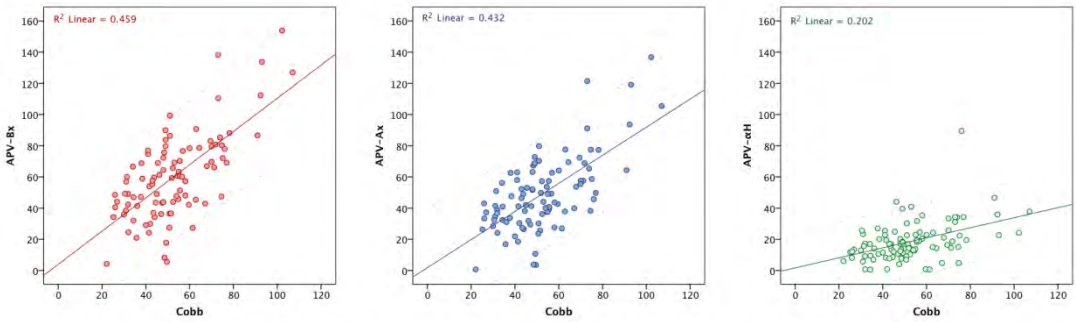
ugyanez az eredmény: a legerősebb korreláció (r=0,480) szintén a *B* vektor-végpont laterális eltérésének változásával (ΔAPV-B_x) állt fenn.

25. Táblázat Műtéti korrekció eredményének értékelése Pearson-korrelációs analízissel
Műtéti korrekción átesett 95 beteg *(1)* frontális görbület csúcsponti csigolyavektor (APV) paramétereinek és a frontális görbület Cobb-szögének beavatkozás előtti (preop) és azt követő (posztop) értékei között; *(2)* az APV csigolyavektor paraméterekben és a Cobb-szögben bekövetkezett változás értékei között

n=95	**Pearson korreláció**	**APV-α_H**		**APV-A_x**		**APV-B_x**	
		preop	posztop	preop	posztop	preop	posztop
(1)	**Cobb**	0,459**	0,310*	0,667**	0,352**	0,701**	0,434**
		ΔAPV-α_H (°)		**ΔAPV-A_x**		**ΔAPV-B_x**	
(2)	**ΔCobb**	0,122†		0,448**		0,480**	

α_H - horizontális síkbeli csigolyavektor szög; **A_x** – csigolyavektor A kezdőponti X koordináta-érték; **B_x** - csigolyavektor B végponti X koordináta-érték; **Δ –** az illető paraméter értékében bekövetkezett változás, delta-érték; ***p*<0,01; **p*<0,05; †*p*-érték nem-szignifikáns

A műtéti korrekción átesett betegek preoperatív görbületi apicalis csigoyavektor-paraméter értékének és Cobb-szögének összefüggését további, lineáris regressziós analízisnek alávetve, lényeges részlettel egészült ki a csigolyavektor-paraméterek értékelése és a görbület nagyságához fűződő viszonyról alkotott elképzelésünk. Az alábbi *28. Ábrán* bemutatott grafikonokból megállapítható, hogy a legerősebb összefüggés a Cobb-szögérték és az apicalis csigolyavektor végponti X koordináta (APV-B_x) értéke között mutatható ki (R^2=0,459, bal oldali grafikon). Az apicalis csigolyavektor horizontális vektorszöge (APV-α_H) által reprezentált axialis rotáció értékével fennálló összefüggés erőssége ettől szignifikánsan elmarad (R^2=0,202, jobb oldali grafikon).



28. Ábra A görbület apicalis csigolyájának vektorparaméterei és a görbület Cobb-szöge közötti összefüggés lináris regressziós analízise
APV – görbület apicalis csigolyája; **α_H** - horizontális síkbeli csigolyavektor szög; **A_x** – csigolyavektor A kezdőponti X koordináta-érték; **B_x** - csigolyavektor B végponti X koordináta-érték; **R^2** – lineáris regressziós együttható; **szaggatott egyenesek** – a lineáris regressziós egyenesek 95%-os megbízhatósági határértékei

5. MEGBESZÉLÉS

5.1 Az EOS 2D/3D vizsgálat alkalmazása felnőttkorban az alsó végtagi elváltozások térbeli megjelenítésére

A nemzetközi és a hazai szakirodalomban csak korlátozott számban találunk az alsó végtag normál geometriai paramétereinek leírásával foglalkozó közleményeket. Klinikánkról 1988-ban Bellyei és Kránicz közöltek egy diagnosztikai tanulmányt, melyben csípőízületi normál hazai standardokat adnak meg három geometriai érték alapján. Válogatás nélkül 200 felnőtt (100 nő, 100 férfi) összehasonlító csípőízületi röntgenfelvételeit értékelték. Meghatározták az Idelberger szerinti vápatető szöget, a Wiberg-szöget, és a decentrikus szakaszt [81]. A normál felnőtt csípő geometriai értékei közül Toogood és mtsai (2009) több-ezer darabos csontvázgyűjteményen, digitális fotók segítségével, ImageJ szoftverrel határozták meg a femur torzióját és a collodiaphysealis szöget [82]. Bråten és mtsai (1992) egészséges személyek átlagos femur torzióját ultrahang segítségével határozták meg [83]. A femoralis offset-et Lecerf és mtsai (2009) kétirányú röntgenfelvételeken mérték le [84]. Massé és mtsai (1985) röntgenfelvételek segítségével a femorotibialis szöget határozták meg [85]. A Mayo Klinikán alsó végtagi röntgenfelvételeken speciális számítógépes program segítségével határozták meg a femorotibialis szöget, valamint a HKS-t [86]. Az alsó végtag tengelyét, és hosszát illetően az Ulmi Egyetemi Klinikán CT vizsgálattal állapították meg a végtaghosszt és a torziós értékeket [87].

A hazai és nemzetközi irodalomban csak kisszámú EOS 2D/3D berendezésre alapuló alsó végtagi tanulmány volt fellelhető az alfejezetben bemutatásra került vizsgálataink befejezéséig és publikálásáig. Lazennec és mtsai (2011) csípőprotézis beültetést követő patellofemoralis szindrómával járó esetismertetést közöltek [88]. Egy másik közleményükben Lazennec és mtsai (2011) csípőprotézis beültetés után az acetabularis komponenes helyzetét határozták meg ülő és álló pozícióban EOS 2D/3D rendszerrel, eredményeiket hagyományos röntgenfelvételekkel hasonlították össze [89]. Fontos szerepet tulajdonítottak az EOS vizsgálatnak olyan esetekben, ahol protézis-beültetést követően végtaghossz-különbség marad vissza és a következményes kompenzatorikus mechanizmusok ezt elfedik, valamint rávilágítottak az EOS vizsgálat preoperatív műtéti tervezésben betöltött szerepére is.

Mivel EOS 2D/3D módszerrel meghatározott, normál értékeket bemutató publikáció más szerzőktől nem volt ismert számunkra, saját eredményeinket egyéb vizsgálati módszerek eredményeivel hasonlítottuk össze.

Az általunk vizsgált egészséges csípőízülettel rendelkező csoport collodiaphysealis szöge, torziója, femur és tibia hossza, valamint a teljes végtaghossz jól közelíti ezen tanulmányokban meghatározott normál értékeket. Normál populációnkban az átlagos collodiaphysealis szög teljes egészében megegyezett a Toogood és mtsai (2009) által meghatározott 129,23 fokos értékkel [82].

A femur torzió tekintetében eredményeink jól összevethetők Bråten és mtsai (1992) eredményeivel, akik férfiak esetében 18˚, nők esetében 14˚ értékeket találtak [83]. Femur és tibiahossz valamint teljes végtaghossz eredményeink jól közelítik az Ulmi Egyetemi Klinika által meghatározott értékeket, ott a femurhossz 46,3 ± 6,4 cm, a tibiahossz 36,9 ± 5,6 cm, valamint a teljes végtaghossz 83,2 ± 11,4 cm értékűnek adódott [87].

Egészséges térdízülettel rendelkező csoportunk eredményeit Massé és mtsai (1995) eredményeivel összehasonlítva megállapítható, hogy az általunk mért átlagos femorotibialis szög -0,8° (-7,5°–5,5°) varus pozíció, ami jól közelíti az általuk leírt 0° tengelyállást [85]. Azt a megfigyelésünket, hogy egészséges férfiak normál femorotibialis szögértéke 2,3° varus, illetve egészséges nőknél 0,7° valgus, ugyanez a tanulmány nem támasztotta alá [85].

Csípőízületi arthrosisos betegeinkben az egészségesekhez képest csökkent collodiaphysealis szögértékeket kaptunk. Tekintve, hogy az egészséges csoport átlagéletkora 26,3 év, míg coxarthrosisos betegeinké 67,0 év volt, az általunk tapasztalt collodiaphysealis szögérték-csökkenést feltehetően az életkor okozza. Ezt a megfigyelésünket több nemzetközi tanulmány is alátámasztani látszik, melyek szerint a collodiaphysealis szög folyamatos csökkenést mutat az életkor előrehaladtával [90]. Ezt esetünkben csak hasonló átlagéletkorú kontroll csoport vizsgálatával tudnánk megerősíteni. A torzió értéke az egészséges csoport értékeihez képest átlag 2,7 fokos csökkenést mutat, de még mindig a normál tartományba esik, és jól közelíti a Byrne és mtsai (2010) illetve Tönnis és mtsai (1999) által meghatározott normál értékeket [90, 91]. Femoralis offsetben és a végtaghosszban az általunk tapasztalt csökkenés összhangban áll Sariali és mtsai (2009) eredményeivel, akik idiopathiás coxarthrosis esetében átlag 42,2 mm-t írtak le [92]. A femur fej átmérőjében átlag 1,5 mm-rel nagyobb átlagértéket kaptunk az egészséges csoportátlaghoz képest, amit a femurfejre

rakódott osteophyták is okozhatják. A femur nyak hosszában szignifikáns eltérést nem tapasztaltunk, tehát a betegség nagy valószínűséggel erre nincs hatással.

Térdízületi arthrosisban az általunk talált 35 varus és 4 valgus tengelyállású eset egymáshoz viszonyított aránya jól összevethető Chitnavis és mtsai (2000) megfigyelésével, miszerint gonarthrosisban a varus állású térd gyakoribb [93]. A térdízületi arthrosis többnyire tengelyeltéréssel jár együtt, melyet elsősorban a tibia mechanikai szöge határoz meg. Vizsgálatunkban kimutattuk, hogy a tibia mechanikus szög (85° a varus, és 94° a valgus alcsoportban) mind az általunk, mind a Derek és mtsai (1998) által meghatározott normál értékekhez képest eltérést mutat [94]. A femur mechanikai tengelyszög tekintetében eredményeink Kraus és mtsai (2005) eredményével mutatnak hasonlóságot, ők férfiaknál 6,4°, nőknél 3,5° értéket kaptak [95].

Vizsgálatunkban bizonyítást nyert, hogy **az EOS 2D/3D berendezés és a kapcsolódó sterEOS térbeli rekonstrukció alkalmas az alsó végtagok vizsgálatára felnőttkorban**. A hagyományos röntgentechnikával szemben, lényegesen kisebb sugárterhelés mellett, gyorsabban, hatékonyabban nyertünk minőségi digitális kétirányú röntgenfelvételeket és az **EOS térbeli rekonstrukció segítségével nemzetközileg elsőként határoztuk meg a femur és tibia valamint az egész alsó végtag biomechanikai és geometriai szempontból releváns paramétereinek értékét**, egészséges egyénekben, valamint csípő- és térdízületi arthrosisban szenvedő betegeken.

5.2 Az EOS 2D/3D vizsgálat alkalmazhatósága traumás alsó végtagi elváltozások posztoperatív elemzésére

A törésegyesítő műtéteket követően mind a mai napig kétirányú hagyományos röntgenfelvétellel ellenőrizzük az elért eredményt. Igaz ez az alsó végtag hosszú csöves csontjainak törésére is, azonban a hagyományos röntgenfelvételekkel csak az operált csont hosszát és tengelyét lehet mérni [96, 97]. A végtag teljes hosszának és törzshöz viszonyított tengelyének megállapításához már hosszú terhelt felvételt kell készíteni [98]. A rotációs eltéréseket azonban ezeken a képeken sem tudjuk értékelni, ezért a korábbi közleményekben közölt adatok alapja a fizikális vizsgálat volt [99, 100].

A vizsgálatban szereplő tíz Gamma-szeggel egyesített femur pertrochantericus törés esetében a femur hossz esetében mért rövidülés és tengelyeltérés valamint rotációs eltérés nem számottevő. A collodiaphysealis szögben mért 5 fokos varus eltérés és a combnyak hosszának 0,11 cm-es csökkenése viszont lényeges különbség, mely egyrészt a törések jellegéből, másrészt repozíciós hibából eredhet.

A nyolc femur diaphysis törött esetben kimutatott minimális femur rövidülés és tengelyeltérés, valamint a 10 fok alatti rotációs eltérés biomechanikai szempontból kiváló oszteoszintézisre utalt. Irodalmi összevetésben Jaarsma és mtsai (2004) 76 operált femur CT vizsgálatával a betegek 28%-nál igazoltak 15 fokosnál nagyobb rotációs hibát, míg Vaidya és mtsai (2012) 25%-ban találtak 1 cm-nél nagyobb rövidülést [101, 56].

A vizsgálatban szereplő 12 lábszár-törött sérültnél az operált végtagon nagyobb különbségeket mértünk a hossz- és tengelyeltérésekben mint a combcsont-törötteknél. Ezek a különbségek egyértelműen a repozíciók pontatlanságát igazolták, de még a legnagyobb rotációs hiba és tengelyeltérés sem haladta meg a 10 illetve 5 fokot. Az irodalomban közölt eredmények ennél lényegesen nagyobb különbségeket mutatnak. Amíg Puloski és mtsai (2004) 25 tibia törést ellenőriztek CT-vel és átlagosan 6,7 fokos rotációs eltérést igazoltak, addig Besh és mtsai (2007) 73 törés után 16,4%-ban írtak le rotációs hibát [102, 53].

Az összetett és a metaphysisre terjedő törések esetében széleskörűen alkalmazott módszer a CT 3D vizsgálat, melynek jelentős hátránya, hogy a képalkotás fekve készül, így nem ad valós képet a törzs és a teherviselő végtagok tengelyéről és rotációjáról. Másik jelentős hátránya, hogy elvégzése nagy sugárdózis alkalmazásával történik, különösen, ha 3D rekonstrukciót is végzünk [53, 101, 102]. Ezzel szemben az EOS vizsgálat álló, terhelő helyzetben, ultra alacsony sugárdózissal, a teljes alsó végtagról készül, majd ezt követi a 3D rekonstrukció, mely közel olyan pontos, mint a CT 3D mérések [70].

2010-től kezdődően emelkedő számú publikáció jelent meg az EOS képalkotás és térbeli rekonstrukció felső és alsó végtagi alkalmazhatóságával kapcsolatban [88, 89, 103], azonban **alsó végtagi törések oszteoszintézisét követő EOS vizsgálatról mindezidáig nem számoltak be** a szakirodalomban. **Vizsgálatunk ebből a szempontból úttörő jelentőségűnek tekinthető**.

Összefoglalva, bemutattuk, hogy **az EOS 2D/3D alkalmas az alsó végtag törésegyesítő műtéteit követő vizsgálatokra**. A hagyományos röntgenvizsgálattal és

CT-vel szemben **lényegesen kisebb sugárterheléssel határozhatjuk meg és hasonlíthatjuk össze az ép és operált végtag hosszát, tengelyét és rotációját**. A még viszonylag kisszámú feldolgozott betegpopuláció tapasztalatainak statisztikai értelemben véve alacsony bizonyító ereje dacára is azt gondoljuk, hogy **a módszer** – annak újdonsága miatt is – **alkalmas a különböző poszttraumás deformitások pontos megítélésére**.

5.3 Az EOS 2D/3D vizsgálat klinikai alkalmazása a gerincdeformitások pre- és posztoperatív diagnosztikájában

Az Európai Unió által társfinanszírozott egyetemi fejlesztés keretében beszerzésre került, annak idején világviszonylatban is egyedülálló berendezés és új eljárás megteremtette az alapját annak, hogy Intézetünk gerincgyógyászati tevékenységében jelentős előrelépést hajtsunk végre. Ez az előrelépés és az ezzel kapcsolatos eredmények az EOS 2D/3D vizsgálat előnyeinek a napi klinikai gyakorlatba történő átültetésével valósultak meg.

Az *első előny* a kétirányú, teljes-gerinc vagy teljes-test röntgenfevételek leképezésével kapcsolatosan **a vizsgálati alanyok szignifikánsan alacsonyabb ionizáló sugárterhelése**. Ennek éppen a vizsgált betegpopuláció legnagyobb részét kitevő, fiatalkori idiopathiás gerincferdülésben szenvedő, tinédzserkorú betegekre tekintettel van nagy jelentősége [71-77]. Ha az ötéves időszakban kivitelezett mintegy 2900 fiatalkori és felnőttkori gerincelváltozás miatt történt EOS vizsgálatot vesszük alapul, és a hagyományos DR röntgenvizsgálat sugárterheléséhez képest 50%-kal alacsonyabb sugárdózissal számolunk [72], már önmagában is értékes eredményt értünk el. Az **ALARA elv gyakorlati alkalmazásával** a vizsgált betegpopuláció részére a klinikailag indokolt diagnosztikai vizsgálat során okozott károsító tényezőt szignifikánsan csökkentettük [124].

Az EOS vizsgálat *második előnye*, hogy a 10-25 másodperc alatt, egyidejűleg elvégzett kétirányú röntgenfelvétel alapján, a **beteg további ionizáló sugárterhelése nélkül**, élethű, pontos és ortopédiai szempontból releváns, vizuális és parametrikus információt tartalmazó **térbeli gerincrekonstrukció készíthető**, akár a korrekciós műtét elvégzése után is [52, 70]. Klinikai tevékenységünk vizsgált időszakában kivitelezett EOS térbeli rekonstrukciók nagy mennyisége alapján kijelenthető, hogy az új módszer ezen fontos előnyét is jelentős mértékben képesek voltunk kihasználni. Ennek eredményeként világviszonylatban is kiemelkedő esetszámú, térbeli rekonstrukciós klinikai esetet tartalmazó

adatbázist alakítottunk ki, amelynek egyik hozadéka a témában referenciaként idézett, angol nyelvű összefoglaló közleményünk publikálása *(Illés T, Somoskeöy Sz., Int Orthop (SICOT) 2012; 36(7):1325-1331)*.

Az eljárás *harmadik előnye* **a gerincdeformitások horizontális síkú vetületi megjelenítése** az EOS térbeli rekonstrukció felülnézeti ábrázolása révén. Az elvégzett nagyszámú térbeli rekonstrukció számbeli jelentőségén túl éppen ez az előny gyakorolta a legkifejezettebb hatást mindennapi klinikai tevékenységünkre. Ez az előny és hatás olyan jelentőségűnek tekinthető, hogy az értekezésben kiemelten is foglalkozom vele és a témában ugyancsak referenciaként idézett másik közleményben is publikáltuk *(Illés T, Tunyogi-Csapó M, Somoskeöy S., Eur Spine J 2011; 20(1): 135-143)*.

Összefoglalva megállapítható, hogy eredeti célkitűzésünket elértük és a mindennapi klinikai gyakorlatban **az EOS 2D/3D vizsgálati eljárást sikeresen és eredményesen bevezettük a gerincdeformitások rutindiagnosztikájában**, kiaknázva az új eljárás teljeskörű előnyeit. Ezzel nemzetközi szakmai körökben is számottevő reputációra tettünk szert. A berendezést gyártó céggel többéves szakmai kollaborációs megállapodást kötöttünk, amely hozzájárult az értekezésben bemutatásra került munka sikeres elvégzéséhez.

5.4 Az EOS rekonstrukció értékelése és validálása a gerincdeformitások térbeli jellemzésében

Az EOS rekonstrukció validálása a frontális és sagittalis síkú görbületek jellemzésében

Vizsgálataink idején a szakirodalomban csak kevés klinikai relevanciát prezentáló közlemény volt fellelhető az új EOS 2D/3D rendszerrel és a kapcsolódó sterEOS felszíni rekonstrukcióval kapcsolatban. A megjelent publikációk is jellemzően a rendszer korai prototípus példányain, kisszámú betegcsoporton vagy kísérleti körülmények között kapott adatokat tartalmaztak [104-106].

A gerincgörbületek hagyományos mérési módszerei a Cobb által 1948-ban leírt, AP és LAT röntgenfelvételen végzett, kézi szögmérésre vagy annak módosított verzióira alapulnak [78]. A klinikai gyakorlatban való nagyfokú elfogadottságukat és elterjedtségüket elsősorban egyszerű kivitelezhetőségüknek köszönhetik, míg pontosságuk és reprodukálhatóságuk a mai

napig tartó vita tárgya. A megjelent közlemények alapján a mérések vizsgálók közötti (interrater) varianciája 2–8˚ között változik frontális görbületek, illetve 3–12˚ között sagittalis görbületek esetében [107]. Ezt csupán kis mértékben befolyásolja, ha a mérések kivitelezése digitális mérőeszközökkel történik a hagyományos kézi mérőmódszerek helyett [108]. A legkisebb reprodukálhatóságot akkor találták, ha a vizsgálók között a frontális görbületet alkotó csigolyák szintjének meghatározása nem előzetes megállapodás szerint történt [79]. Ennek kontrasztjaként a legjobb reprodukálhatóságot akkor lehetett kimutatni, ha a mérésre kerülő görbületek végcsigolyái konzisztens módon, előre meghatározottak voltak a vizsgálók közötti konszenzus által [109].

A hagyományos Cobb-módszer szerinti mérésekkel és a gerincdeformitások ezek alapján végzett értékelésével szemben felhozható általános érv, hogy a vetületi síkban, projekciós elv szerint keletkező röntgenfelvételeken végrehajtott mérések milyen mértékben reprezentálhatnak pontosan és teljességgel egy komplex térbeli entitást [107, 108].

Minderre tekintettel kifejezetten kívánatos és indokolt volt, hogy a saját klinikai gyakorlatunkban immár rutineljárásként alkalmazható EOS 3D rekonstrukció által biztosított mérési adatokat a hagyományos 2D mérési módszerekkel történő összehasonlítás révén, kontrollált, nem-randomizált retrospektív klinikai tanulmányban validáljuk, nagyobb számú, vegyes összetételű betegpopuláción. A frontális és sagittalis síkú görbületek mérési sorozata bizonyította, hogy az új módszer által biztosított eredmények kiváló reprodukálhatóság és megbízhatóság mellett, a hagyományos kézi méréssel kapott értékhez képest elhanyagolható, 2˚ vagy annál kisebb eltéréseket mutatnak. A mérési pontosság és a megbízhatóság nem függött a görbületek súlyosságától, ami a hagyományos kézi mérések esetében jól ismert problémát jelent [107-109].

A sterEOS szoftveroperátor fő feladata a csigolyamodellek kontúrjainak az EOS röntgenfelvételeken ábrázolódó kontúrokra történő lehető legnagyobb pontosságú illesztése a térbeli rekonstrukció során. Tekintve, hogy a sterEOS görbületi mérések gépi módon, automatikusan történnek a szoftver beépített algoritmusai által, az egyes görbületmérési sorozatok közötti eltérések alapvetően az egyes térbeli rekonstrukciók egymás közötti egyezőségét mutatják, akár egy-egy vizsgálón belül, akár a vizsgálók között. Noha egy-egy görbületi méréshez szükség van a teljes gerincoszlop térbeli rekonstrukciójának elvégzésére, (ez átlagos esetben nem tart tovább 20-30 percnél), az elkészült 3D rekonstrukciós modell a pontos és kiválóan reprodukálható görbületi mérési értékeken túlmenően egyéb klinikailag

szignifikáns előnnyel jár, amelyek eredményei az értekezés *2.4 alfejezetének* célkitűzései szerint kerültek bemutatásra, és ezt követően megbeszélésre.

A méréseket végző három vizsgáló saját (intraobserver) reprodukálhatósága kimagasló volt mind a hagyományos 2D, mind a sterEOS 3D mérésekre vonatkozóan. Ez szilárd alapot nyújtott vizsgálatunk további céljának, az EOS térbeli rekonstrukciós mérések vizsgálók közötti (interrater) megbízhatóságának meghatározására. A sterEOS 3D mérésekkel kapott frontális és sagittalis görbületi paraméterek csupán elhanyagolható eltéréseket mutattak a hagyományos 2D mérések értékeihez képest, és az értékpárok között erős és statisztikailag szignifikáns korrelációt találtunk. Ezek az adatok alátámasztják, hogy az **EOS térbeli rekonstrukció által biztosított sterEOS 3D mérések a hagyományos 2D méréseket teljes mértékben kiválthatják**.

Három vizsgálónk hagyományos 2D méréseinek egymás közötti (interrater) megbízhatósága jó és kiváló eredményt hozott, és jó egyezőséget mutatott mások által közölt értékekkel [107-109]. Az EOS térbeli rekonstrukciós mérések interrater megbízhatósága ezt felülszárnyalta, 0,985, 0,975 és 0,930 ICC értékekkel, a frontális görbületek, a T_4-T_{12} kyphosis és L_1-L_5 lordosis mérésekre vonatkozóan.

A fokozódó súlyosságú frontális görbületű betegcsoportjainkon kapott eredmények azt mutatták, hogy az EOS rekonstrukciós **mérések pontosságát nem befolyásolja az egyre növekedő Cobb-szög érték vagy a sagittalis egyensúly megváltozása**. A sterEOS 3D mérések interrater megbízhatósága a betegcsoportok adatain is konzisztens módon magasabbnak bizonyult – jó vagy kiváló értékekkel – mint a megfelelő 2D méréseké. Ez a különbség legkifejezettebben a súlyos frontális deformitású (50˚-nál nagyobb Cobb-szögű) esetek sagittalis méréseinél mutatkozott. Ennek hátterében az állhat, hogy ha feltételezzük a vizsgáló pontos térbeli rekonstrukciós munkáját – a frontális görbület súlyosságától függetlenül –, a sterEOS szoftver által végzett mérések automatikusan beprogramozott algoritmusok által végrehajtódnak, tekintet nélkül a gerincdeformitás röntgenfelvételen ábrázolt súlyossági fokától. Ugyanez korántsem mondható el a hagyományos kézi 2D mérések esetében [109].

Az összehasonlító vizsgálatok eredményeképpen kijelenthető, hogy az új eljárással mért gerincgörbületi adatok **a hagyományos 2D eljárásokhoz képest pontosabb, jobban reprodukálható és megbízhatóbb eredményeket** mutatnak, függetlenül a

klinikai eset súlyosságától. Bizonyítást nyert az EOS térbeli rekonstrukcióra alapuló klinikai eljárás alkalmazhatósága és értéke a gerincdeformitások vizsgálatában és kiértékelésében, és **ezzel nemzetközileg is úttörő jelentőségű eredményeket értünk el**.

Az EOS rekonstrukció horizontális síkú vetületi képének elemzése

A gerincoszlop horizontális síkbeli, felülnézeti ábrázolása kifejezetten újszerű, az eddigi klinikai rutineljárások alapján szokatlan és komplex térbeli kompozit képet biztosít, amelynek értelmezése és kiértékelése nem kézenfekvő. Túlzás nélkül állítható, hogy tekintettel az eljárás klinikai rutinvizsgálatainkban történő, korai és világviszonylatban is elsők közötti bevezetésére, az EOS térbeli rekonstrukciók **horizontális síkú vetületi képének kiértékelésében** munkacsoportunkkal **elsőként fektettük le** azokat az elveket, amelyek elvezettek bennünket egy új, vektor-alapú megjelenítés és kiértékelés kidolgozásához.

Az EOS 3D rekonstrukció felülnézeti képén egyidejűleg tekinthető át a felső háti csigolyáktól kezdődően az ágyéki gerincszakaszon át a medence is; a valósághű térbeli modellnek köszönhetően térben egymás alatti elrendezésben. A felülnézeti kép mind az egyes csigolyák pozíciójában, rotációjában, mind az egymáshoz és a medencéhez való viszonyt tekintve fontos képi információt közvetít. A szoftver által biztosított lehetőséget kihasználva, a görbület apicalis csigolyáját önmagában kiemelve, annak medencéhez képest elfoglalt pozíciója valamint axialis rotációja is megjeleníthető és lényeges információt szolgáltat. A gerincoszlop és a medence egymáshoz viszonyított elhelyezkedésének kiértékelése a frontális és sagittalis egyensúlyra vonatkozó, közvetett információkkal szolgál.

Az egyes görbületi típusokba tartozó klinikai esetek sorozatos vizsgálata elvezetett annak felismeréséhez, hogy hasonlóan a gerincgörbületek frontális síkbeli konvencionális értékeléséhez, a horizontális síkú vetületi kép alapján is felismerhetők tipikus konfigurációk és jellegzetességek, amelyek a másik két síkbeli nézetben közel sem ennyire szembeötlőek vagy a horizontális síkbeli megjelenítés sajátossága miatt, speciálisan egyediek.

Az EOS térbeli rekonstrukciók négyféle konfigurációján végeztünk részletes elemzést: egészséges sportolók normális gerincoszlopain, háti egyszeres főgörbülettel járó (Lenke 1 típusú), háti és thoracolumbalis/lumbalis kettős főgörbülettel járó (Lenke 3 típusú)

idiopathiás scoliosisos eseteken, valamint ágyéki deformitással járó időskori degeneratív eseteken.

A normális gerincoszlop horizontális síkú felülnézeti képén a csigolyák a két acetabulomot összekötő képzeletbeli haránttengelyre merőlegesen, a test szimmetria-középvonalában helyezkednek el. Oldalirányú deviáció nincsen, a tövis- és harántnyúlványok által nagy érzékenységgel jelzett axialis csigolyarotáció elhanyagolható mértékű.

A Lenke 1 típusú esetek elemzése kapcsán az EOS térbeli rekonstrukció horizontális síkú felülnézeti képén a deformitással járó három jellegzetességet tapasztaltunk. Az AP röntgenfelvételeken is nyilvánvaló legfőbb elváltozás, a gerincoszlop oldalirányú görbülete a sterEOS 3D modell felülnézeti képén is egyértelmű, a görbület konvex oldala felé irányuló deviáció képében jelenik meg, a görbület csúcsponti csigolyája (a sterEOS szoftver által sárga színnel jelölve) a leginkább lateralizált pozíciójú. A másik jellegzetesség, hogy a háti és ágyéki gerincszakasz az interacetabularis haránttengelyre nem merőlegesen, hanem azzal inkább párhuzamosan helyezkedik el, és ventralis-dorsalis irányban csökkent átmérőjű konfigurációt mutat. Ez az oldalirányú röntgenfelvételeken gyakran leírt jelenség, a sagittalis síkban vizsgálható háti kyphosis és ágyéki lordosis ellapulásából következő, azok felülnézeti megjelenéseként értelmezhető. A harmadik jellegzetesség a deformitás természetéből fakadó, jól ismert axialis síkú csigolyarotációk sorozata [110]. Ez is egyértelműen látható, a görbület apicalis csigolyájának maximális rotációjával. Tehát a gerincdeformitás mindhárom, különböző síkban leírt jellegzetessége ugyanazon a megjelenítésen ábrázolódik.

A Lenke 3 típusú deformitás horizontális síkú felülnézeti ábrázolásán a két főgörbületnek megfelelően, a két gerincszakasz két ellentétes irányban történt deviációja világosan megfigyelhető. A háti és ágyéki szakaszoknak az interacetabularis tengelyhez rendeződő, harántirányú ellaposodása nem olyan markáns, mint a Lenke 1 típusú deformitásnál, de jelen van. A két főgörbület apicalis csigolyájának ellentétes irányú axialis rotációja jól ábrázolódik.

Az időskori degeneratív ágyéki scoliosis horizontális síkú felülnézeti képe ugyancsak betekintést nyújt mindhárom fősíkban bekövetkezett térbeli elváltozásba. Az ágyéki görbület oldalirányú deviációja a csigolyáknak az interacetabularis haránttengelyre merőleges középvonaltól történő eltéréseként ábrázolódik, csakúgy, mint a előző két esetben. Ebben az esetben viszont a leginkább feltűnő jellegzetesség a háti szakasz csigolyái egy részének az interacetabularis tengely alá (valójában attól ventralisan) történt pozícionálódása és a felső

és középső háti szakasz mintegy "kiterített" konfigurációja, az általa lefedett ventralis-dorsális irányú távolság megnövekedése. Ez a sagittalis görbületek nagyfokú elváltozásaira utaló jel, amely az ágyéki szakasz lordosisának megszűnését és a háti szakasz kyphosisának erőteljes növekedését, valamint a felsőtest előrebillenését jelzi. Ugyancsak jól felismerhető az ágyéki szakasz görbületének megfelelő oldalirányú eltérés, amelynek apicalis csigolyája a görbületet alkotó többi csigolyához képest dorsalisabban helyezkedik el és nagyfokú axialis rotációt mutat. Az eset az ágyéki gerincszakasz scoliosisának speciális formáját képezi, amikor a görbület az apicalis csigolya kyphoticus deviációjával és nagyfokú axialis rotációjával jár együtt. Ezt az elváltozást hiperrotációs pseudokyphosisként írták le [111].

A normális gerinc felülnézeti képének ismeretében az ideális műtéti korrekció eredményének képe is kézenfekvő. A cél a *16. Ábrán* (68. oldal) látható, normális helyzet lehető legtökéletesebb helyreállítása. A posztoperatív felülnézeti kép alapján a műtéti korrekció hármas céljának elérését, mint ideális konfiguráció létrehozását és a preoperatív állapothoz képest bekövetkezett korrekciót a következő szempontok alapján értékelhetjük: (1) az oldalirányú deviáció eliminálása vagy csökkentése; (2) a csigolyák sagittalis középvonalba történő visszarendezése és a test szimmetriatengelyére vetített "lefedési" távolságuk növelése az interacetabularis harántátmérő kb. 50-75%-ára; valamint (3) a csigolyák axialis rotációjának megszüntetése. A felülnézeti kép egyidejűleg nyújt betekintést és lehetőséget mindezen 3 szempont szerinti értékelés elvégzéséhez.

Összefoglalóan megállapítható, hogy az EOS térbeli rekonstrukció **horizontális síkú felülnézeti képe** egyedülálló lehetőséget biztosít a gerincdeformitások vizuális ábrázolásában: ebben a nézetben **a scolioticus elváltozások mindhárom síkbeli összetevője megfigyelhető**. A sagittalis középvonalhoz, a medencéhez, az acetabulumokhoz valamint az interacetabularis tengelyhez képest elfoglalt pozíciójuk alapján szemikvantitatív értékelésük is kivitelezhető. A **térbeli felülnézeti kép kiváló betekintést biztosít a frontális, sagittalis és horizontális síkban megfigyelhető összes jellegzetes deviációs mozzanatba**, és ezzel páratlan megoldást biztosít az eddigi klinikai lehetőségekhez képest.

5.5 Az EOS rekonstrukcióra alapuló vektoros ábrázolás elemzése és validálása a gerincoszlop térbeli jellemzésére

Az idiopathiás scoliosis etiológiája, kialakulása és a strukturális deformitás progressziójának módja egyelőre nem ismert. Az elsődleges deformitás a csigolyák rotációjához kapcsolható, amely sagittalis instabilitást és frontális síkú egyensúlyvesztést eredményez [112]. Általános nézet, hogy a kezdeti 3D deformitás megjelenése után az elváltozás önfenntartó biomechanikai folyamat eredményeként progrediál a gyermekkor és serdülőkor gyors növekedési periódusában. A klinikai diagnózis kétirányú röntgenképek széleskörű használatán alapul. Ezeket felhasználva számos eljárást dolgoztak ki az axialis rotáció meghatározására [113-115], de a javasolt eljárások mindegyikéről kiderült, hogy megbízhatatlanok, mivel a röntgenképek nem biztosítanak kellő mennyiségű és minőségű információt az axialis rotáció meghatározásához szükséges anatómiai struktúrákról [116-118]. Jelentős előrelépést jelentett és alapvetően új ismereteket hozott a kétirányú röntgenképekre alapuló 3D rekonstrukció alapján végzett axialis rotáció mérése. Bizonyítást nyert, hogy a csigolyarotáció ilyen módszerrel való mérése bármely egyéb metódusnál pontosabb eredményt ad, és a szegmentális szögeltérés biztosítására is lehetőséget teremt [119-120]. Az axialis rotáció legpontosabb meghatározását CT keresztmetszeti felvételek tették lehetővé [121, 122]. Azonban ennek a scoliosis rutindiagnosztikájában való alkalmazását gátolja a nagy sugárdózis, valamint a fekvő testhelyzet, mert ez jelentősen csökkenti mind a frontális, mind a sagittalis görbületeket [110]. Gondot jelent, hogy vertikális értelemben a csigolya mely szintjén határozzuk meg a rotáció mértékét, mivel a scolioticus csigolyák torziójából adódóan az egyes csigolyákon belül is más-más a rotáció mértéke az alsó és felső zárólemez szintjén [123]. Ahhoz, hogy a csigolyák horizontális megjelenítése egységes legyen és megközelítőleg helyes képet adjon, olyan szegmentumban kell a csigolyarotációt mérni, ahol vagy standard az egyik zárólemeztől mért távolság, vagy az alsó és a felső zárólemezek eltérő rotációjából adódó torziós különbség átlaga állapítható meg.

A csigolyavektor definíciójából adódóan **kiküszöböli a csigolyák torziójából adódó variabilitást**, mivel minden egyes csigolyán arányaiban ugyanazon távolságra helyezkedik el a felső zárólemeztől. A csigolyavektor **az adott csigolya nagyságára, térbeli elhelyezkedésére, irányára és irányultságára vonatkozó összes releváns információt magában hordozza**.

Az EOS térbeli rekonstrukció alapján nyert 3D csigolyamodell tagjait 1-1 vektorral helyettesítve, a horizontális vetületi képen az acetabulum középpontokat összekötő interacetabularis szakasz felét kalibrációs léptékként használva, és az interacetabularis szakasz felezőpontját egy Descartes-féle térbeli koordináta-rendszer origójaként kezelve, az EOS rekonstrukcó alanyára specifikus, a tér mindhárom síkjában egyénileg kalibrált koordináta-rendszerben megjelenített vektorok paraméterei matematikailag kiszámíthatók.

A vektorparaméterek alapján a tér mindhárom síkjában, így a horizontális felülnézeti síkban is, az elváltozások számszerűen értelmezhetők. A hagyományos görbületi paraméterek mérési módszereihez hasonlóan **a frontális és sagittalis görbületek nagysága mérhető, a csigolyát helyettesítő vektor axialis rotációja kiszámítható**.

Összefoglalva, a csigolyavektor-alapú horizontális síkbeli felülnézeti ábrázolás a térbeli rekonstrukciós képeknél lényegesen áttekinthetőbb, egyszerűbb vizuális információt nyújt, miközben annak előnyeit kivétel nélkül megőrzi és felerősíti. A vektor-alapú megjelenítés az egyéb módszerekkel alig kimutatható vagy elhanyagolható mértékű eltéréseket – mint pl. az igen kisfokú axialis csigolyarotációkat – is érzékenyen detektálja. A vizsgálati egyénre specifikus módon kalibrált koordináta-rendszerben egyszerűen kvantifikálható vektor-paramétereknek köszönhetően **a gerincdeformitások jellemzése és egymással történő összehasonlítása nagy pontossággal és objektív módon elvégezhető**.

A vektor-alapú megjelenítés validálása a gerincoszlop frontális és sagittalis síkú görbületeinek jellemzésében

Az EOS térbeli rekonstrukciók alapján nyert, vektor-alapú frontális és sagittalis görbületi értékek hagyományos 2D mérési módszerrel szemben történő validálásához használt, teljesen megegyező módszerekkel is biztosítani próbáltuk vizsgálataink koherens és reprodukálható voltát. Az általunk a mindennapi gyakorlatban bevezetésre javasolt vektor-alapú módszer használati értékét a kapott mérési eredmények (hagyományos Cobb szerinti eredményéhez viszonyított) pontossága, reprodukálhatósága, megbízhatósága és a hagyományos mérési módszerekkel kapott adatokkal való összefüggése alapján elemeztük.

A **vektor-alapú mérések pontossága a frontális görbületre és háti kyphosisra nézve kiváló volt**, minimális eltéréssel. Az **ágyéki lordosisra nézve talált 9,03˚ különbség** az interobserver variabilitás publikált értékén belül van [125]. Ugyanakkor **kimutattuk, hogy ez az eltérés szorosan összefüggött a vizsgált egyének ágyéki L_5**

csigolyáinak ékesedésével. Ugyanazt az eredményt kaptuk, ha az összes beteget együtt értékeltük, vagy ha a frontális görbület mértéke szerinti betegcsoportokban végeztük el a vizsgálatot. Ennek magyarázatául szolgál, hogy a hagyományos ágyéki görbületmérés az L_1 csigolya felső és L_5 csigolya alsó zárólemeze által bezárt szöget veszi alapul, míg a vektor-alapú mérés az L_5 csigolya tekintetében is annak felső zárólemezével párhuzamosan futó L_5 vektort használja. Tehát bármilyen, kisfokú, L_5 zárólemezek közötti szögállás a hagyományos lumbális lordosis-mérési módszer értékének az illető L_5 csigolya ék-alakjával egyenértékű növekedését okozza, a vektor-alapú mérés eredményéhez képest. Ezért a **vektor-alapú szögmérés további előnye, hogy kivédi a hagyományos L_1-L_5 lordosis mérés inherens szögmérési hibáját**, amely a lumbális L_5 csigolyák ékesedéséből fakad.

Az összes vektor-alapú mérés tekintetében kiváló eredményt kaptunk a vizsgálatok reprodukálhatósága és megbízhatósága tekintetében (intraobserver ICC 0,996-1,000 között, iterrater ICC értékek 0,991, 0,982 és 0,971). Ezek az értékek szignifikánsan magasabbak voltak a hagyományos módszerekkel végzett mérések értékeihez képest (intraobserver ICC 0,994-1,000 között, iterrater ICC értékek 0,971, 0,844 és 0,845).

A vektor-alapú görbületi mérések megbízhatóságának vizsgálatát megismételtük a vizsgált betegek frontális görbületi értékek szerinti csoportjaiban is. A mérési eredmények **kiváló interrater ICC értékeket mutattak mind az öt vizsgálati csoportban**, frontális görbületekre 0,994-0,915, háti kyphosisra 0,987-0,978, ágyéki lordosisra 0,985-0,961 közötti értékekkel. Ezek konzisztens módon magasabbak voltak a manuális 2D mérési értékekhez képest, és **nem mutattak romló tendenciát az egyre fokozódó méretű frontális görbületi értékek mellett**, ami viszont ismert a kézi mérések esetén [109].

Mindezekre tekintettel, kijelenthető, hogy a **vektor-alapú görbületi mérések megbízható és reprodukálható módon, teljes mértékben helyettesíthetik a hagyományos módszereket** a gerinc görbületi mérések terén.

Nem hallgatható el azonban, hogy a vektor-alapú ábrázolás és vektor-paraméterekre épülő görbületi mérések egyaránt ki vannak szolgáltatva az EOS térbeli rekonstrukciók pontosságának, azon belül is a csigolyavektort meghatározó objetumok 2D röntgenfelvételen történő, precíz regisztrációjának. Ezek a csigolyák pediculusainak középpontját és a vektor sagittalis lefutását meghatározó csigolya felső zárólemez kontúrvonalát, valamint a vektor végpontját meghatározó csigolyatest ventralis élét reprezentáló kontúrvonalát jelentik.

A vizsgálatunkban résztvevő három vizsgáló az EOS térbeli rekonstrukciókat kiváló reprodukálhatósággal ismételte, ezért a probléma alapvetően magának az EOS térbeli rekonstrukciónak az általános pontosságával összefüggő kérdés. CT 3D rekonstrukcióhoz viszonyított publikált adatok szerint az EOS rekonstrukciók kifejezetten pontos, 1,0 mm-es eltéréseken belüli precizitást mutattak [45, 106]. Feltételezve, hogy saját három vizsgálónk képes volt ugyanilyen precizitású térbeli rekonstrukciókat végrehajtani, akkor az erre épülő vektor-alapú paraméterekből számított értékek inherens hibája is mindenképpen jóval alatta marad a hagyományos gerincgörbületi mérések hibaértékeinek [107-109].

A vektor-alapú ábrázolás alkalmazása a gerincdeformitás progressziójának követésében és a műtéti korrekció értékelésében

A gerincdeformitás konzervatív kezelésében, valamint a műtéti korrekció indikációjában is lényeges szerepet játszik az elváltozás diagnózisa után a progresszió felismerése, ütemének és mértékének követése. A vektor-alapú vizsgálatok vizuálisan lényegesen egyértelműbbé és könnyebbé, míg a vektorparaméterek számszerűen egzaktabbá tették a betegcsoportunkban előforduló, kifejezett progressziót mutató esetek követését. A vektor-alapú parametrikus adatok demonstrálták, hogy míg a bemutatott reprezentatív eset frontális görbületének vektor-alapú módszerrel mért értéke csupán 62,2˚-ról 88,0˚-ra súlyosbodott (41,5%-os növekedés), a görbület apicalis csigolyarotációja 17,8˚-ról 31,4˚-re emelkedett (76,4%-os emelkedés), és az apicalis csigolyához tartozó vektor oldalirányú kitérésének értéke 83,1-ről 170,1-re nőtt (a vektor-alapú értékek közötti legmarkánsabb, 104,7%-os változás) Ezek alapján **a progresszió legjobb indikátoraként a görbület apicalis csigolyájához tartozó vektor** oldalirányú kitérését reprezentáló, **B_x végpontérték változása szolgálhat**, mert minden konvencionálisan használt progresszió-indikátor (pl. görbület Cobb-szögének) értékénél érzékenyebben, hatékonyabban jelzi a deformitás súlyosbodását.

A gerincdeformitások műtéti kezelése 1984 óta háromdimenziós alapelveken nyugvó módszerrel történik [126, 127]. Az eredeti Cotrel-Dubousset módszer és a manapság elterjedten használt, transzpedicularis csavarokkal a csigolyákhoz rögzített, térben hajlított rudazattal végzett transzlációs és derotációs manőverek a tér mindhárom irányában korrekciót érnek el. A műtéti technika valós térbeli mivolta ellenére, a korrekció

eredményének felmérése hagyományosan AP irányú röntgenfelvétellel történik, esetenként kiegészítve oldalirányú röntgenfelvétellel [107]. Ezáltal a konvencionális 2D görbületi értékek mérhetőek, és a korrekció sikerét leginkább a frontális görbület csökkenésével azonosítják. A korrekció hatásának direkt, csigolyaszintű ellenőrzésére csak ritkán kerül sor CT vizsgálattal, elsősorban a szövődményes esetekben [121]. A csigolyák rotációs eltéréseiben elért eredmény egzakt kimutatására ezért rutinszerűen nincsen lehetőség.

Vizsgálatunkban a 95 fős műtéti korrekción átesett beteg rendelkezésre álló pre- és posztoperatív EOS 2D/3D vizsgálatai alapján készített 190 gerinc térbeli rekonstrukció és az ezekre épülő vektor-alapú adatok elemzésével egyértelműen **bizonyítást nyert a vektor-alapú módszer használhatósága a műtéti eredmények** térbeli vizuális **ábrázolásában és** egzakt, parametrikus alapokon nyugvó **kiértékelésében**.

A beavatkozás előtti és utáni, horizontális síkú vetületi kép vektor-alapú ábrázolása meggyőzően illusztrálta az ideális műtéti korrekciót, amely eredményeként a csigolyákat helyettesítő vektorok az interacetabularis tengely középpontjára merőlegesen, a középvonalban rendeződve, minimális oldalirányú deviációval és rotációval rendelkeznek. Ezt a görbület csigolyáinak helyesen elvégzett laterális transzlációja és derotációja tudja eredményezni. A korrekció által helyreállított sagittalis görbületekre utaló módon, a vektorok az interacetabularis tengelyre merőleges középvonal mentén az interacetabularis távolság mintegy felének megfelelő szakaszt fednek le.

A vizuális elemzést egzakttá tevő vektorparaméterek alapján kivitelezett vizsgálatban megerősítettük a sterEOS 3D görbületi és rotációs értékek és a megfelelő vektorparaméter-értékek minimális eltérését és erős korrelációját, **bizonyítva a vektor-alapú módszer alkalmazhatóságát a gerinc-korrekció eredményeinek értékelésében**.

A pre- és posztoperatív frontális síkú görbületi paraméterek vektor-alapú módszerrel számított értékének változását egyéb vektor-alapú paraméterekkel összefüggésben vizsgálva, néhány érdekes megfigyelést tettünk. A várttal ellentétben, a **preoperatív Cobb-szögérték csak gyenge korrelációt és alacsony lináris regressziót mutatott a görbület apicalis csigolyájának axialis rotációjával**, ami arra enged következtetni, hogy az axialis csigolyarotáció proponált kritikus szerepén kívül egyéb faktorok is

közrejátszanak a gerincdeformitások létrejöttének és progressziójának komplex mechanizmusában [112]. Ezt alátámasztani látszik, hogy a preoperatív Cobb-szögérték **lényegesen erősebb korrelációs és regressziós összefüggését találtuk az apicalis csigolya oldalirányú deviációjának mértékét jelző vektorparaméterekkel**, a vektor végponti horizontális síkbeli vetületi paraméterével. Ugyanerre az eredményre jutottunk, amikor ugyanezen paraméterekben bekövetkezett, műtéti előtti és utáni érték közti változás összefüggését elemeztük. A **Cobb-szögérték változása legerősebb korrelációt az oldalirányú deviáció mértékének változásával mutatta**.

Minderre alapozva, a korrekciós műtét egy lehetséges új megközelítéseként, a beavatkozás **elsődleges céljául a laterális transzláció minél tökéletesebb végrehajtását** lehet kitűzni, a **derotáció *relatív* másodlagossága mellett.**

A Scoliosis Research Society (SRS) munkacsoportja 1993-ban összefoglalta egy új terminológia létrehozásának igényét, amely a gerincdeformitások térbeli megjelenítésének, jellemzésének és vizsgálatának alapjául szolgálhat [58]. Ebben javasolták olyan "kvázi-3D" mérésmódszerek bevezetését, amelyek áthidalják a gerincoszlop valós térbeli vizsgálatának nehézségeit, olyan kiegészítő síkok bevezetésével és nagymértékű használatával, amelyekbe vetítve a gerincoszlopot, azt vizsgálhatóvá teszik. Kijelentették, hogy ezek a "kvázi-3D" mérési módszerek elfogadható kompromisszumot jelentenek egy tisztán matematikai és a javaslatukban szereplő eredeti megközelítés között, amely koncepcionális és gyakorlati limitációktól terhes, mivel a gerincoszlopot – annak valós 3D geometriáját leegyszerűsítve és absztrakciók sorozatán keresztül – vetíti kiegészítő síkokba [59-65].

A **gerincdeformitások vektor-alapú térbeli ábrázolása és elemzése képes teljesíteni az SRS munkacsoport elvárásait**. Bár a csigolyavektorok is a **valós 3D geometria leegyszerűsítését és absztrakcióját jelentik**, közben **megőrzik a csigolyák térbeli nagyságára, helyzetére, irányultságára és rotációjára vonatkozó összes adatot**. Az egyén-specifikus, szabványos térbeli koordináta-rendszerben **nem kerülnek bevezetésre kiegészítő síkok**, a vektorokkal **végzett mérések valós, direkt 3D értékeket mérnek**. Könnyen felfogható és világos vizuális megjelenítésük mellett, **tisztán matematikai elemzést is lehetővé tesznek**, így **kielégítik az SRS munkacsoport elvárásait egy jövőbeli, valós 3D terminológiára vonatkozóan**.

6. AZ ÉRTEKEZÉS EREDMÉNYEINEK ÖSSZEFOGLALÁSA, AZ ÚJ EREDMÉNYEK JELENTŐSÉGE

6.1 Az EOS 2D/3D vizsgálat alkalmazása felnőttkorban az alsó végtagi elváltozások térbeli megjelenítésére

6.1.1. Vizsgáltuk és bizonyítottuk az EOS 2D/3D teljes alsó végtag röntgenvizsgálat klinikai rutineljárásként való alkalmazhatóságát felnőttkorú egészséges alanyokon illetve csípő- és térdízületi arthrosisban szenvedő betegeken.

6.1.2. Nemzetközileg elsőként végeztük el az EOS vizsgálathoz kapcsolódó sterEOS alsó végtagi térbeli rekonstrukció alkalmazhatósági vizsgálatát és klinikai értékelését, közepes nagyságú esetszámú, felnőttkorú egészséges alanyokból illetve csípő- és térdízületi arthrosisban szenvedő betegekből álló vizsgálati mintán.

6.1.3. Nemzetközi viszonylatban elsőként határoztunk meg ugyanezen a vizsgálati mintán az alsó végtag geometriai paramétereinek sterEOS 3D értékeit.

Eredményeinket sikeresen publikáltuk rangos nemzetközi szakfolyóiratban, amely a téma egyik referenciaként idézett tanulmányává vált. *(Than P, Szuper K, Somoskeöy S, Warta V, Illés T. Int Orthop (SICOT) 2012;36:1291-1297.)* Megalapoztuk Intézetünk alsó végtagi EOS 2D/3D vizsgálatokra és térbeli rekonstrukcióra épülő további klinikai és tudományos tevékenységét, különös tekintettel a gyermek- és serdülőkorú betegek tanulmányozására.

6.2 Az EOS 2D/3D vizsgálat alkalmazhatósága traumás alsó végtagi elváltozások posztoperatív elemzésére

6.2.1. Bemutattuk, hogy az EOS 2D/3D berendezéssel egyszerűbben, gyorsabban nyerhetők kétirányú összehasonlító teljes alsó végtag felvételek az oszteoszintézist követő kontrollhoz, amelyek elérik vagy meghaladják a hagyományos digitális röntgenfelvételek képminőségét.

6.2.2. Igazoltuk, hogy a CT 3D vizsgálatokhoz képest egyszerűbben, alacsonyabb ionizáló sugárdózis alkalmazása mellett, az EOS térbeli rekonstrukció alapján is pontos és lényeges háromdimenziós információ nyerhető az alsó végtag törésegyesítő műtéteit követően.

6.2.3. Sikeresen alkalmaztuk az EOS 2D/3D módszert az ép és az operált alsó végtag fontos paramétereinek (úgy mint femur és tibia hossz, mechanikai és anatómiai tengely, axialis rotáció) összehasonlítására.

6.2.4. Bizonyítottuk, hogy az operált és ép oldali végtag térbeli rekonstrukciója alapján számított értékek alkalmasak az elvégzett csontegyesítő műtétek sikerének értékelésére.

Eredményeinkről hazai szakfolyóiratban és nemzetközi konferencián számoltunk be. *(Szuper K, Dömse E, Nőt L, Somoskeöy Sz, Than P. Magyar Traumatológia, Ortopédia, Kézsebészet és Plasztikai Sebészet 2013;56:119-126. Wiegand N, Kiss Z, Vámhidy L, Somoskeöy Sz. Injury, Int. Care Injured 2011;42:S28, P14.)* Alsó végtagi törések oszteoszintézisét követő EOS 2D/3D vizsgálat és sterEOS térbeli rekonstrukció alkalmazására tekintettel az elvégzett vizsgálatunk úttörő jelentőségűnek tekinthető. A módszer egyszerűségének és gyorsaságának köszönhetően alkalmas lehet a hétköznapi rutindiagnosztikában történő alkalmazásra.

6.3 Az EOS 2D/3D vizsgálat klinikai alkalmazása a gerincdeformitások pre- és posztoperatív diagnosztikájában

6.3.1. Az EOS 2D/3D teljes gerinc röntgenvizsgálatot rutineljárásként alkalmaztuk felnőtt-, serdülő és gyermekkorú egészséges alanyokon illetve idiopathiás vagy degeneratív gerincdeformitásban szenvedő betegeken. A műtéti korrekción átesett betegek posztoperatív vizsgálata szintén ezzel a módszerrel történt. A vizsgált esetek száma a 2007-2012 közötti periódusban meghaladta a 2900-at, melyből 450 esetre műtétet követően került sor.

6.3.2. Az EOS röntgenképekre alapuló sterEOS térbeli rekonstrukciók kivitelezését rutinszerűen végeztük, melyek száma elérte a 2700-at, ebből 150-150 rekonstrukció műtéti korrekció előtt és után történt.

Mindezek alapján Intézetünket világviszonylatban kiemelkedő központként tartják számon. Tapasztalatainkat egy összefoglaló közleményben publikáltuk vezető nemzetközi szakfolyóiratban, amely a témában gyakran idézett referencia. *(Illés T, Somoskeoy Sz. Int Orthop (SICOT). 2012;36:1325-1331.)* Nemzetközi és hazai szakmai fórumokon hangsúlyoztuk az EOS röntgenvizsgálat és térbeli rekonstrukcióra alapuló ábrázolás és elemzés jelentőségét.

6.4 Az EOS rekonstrukció értékelése és validálása a gerincdeformitások térbeli jellemzésében

Az EOS rekonstrukció paramétereinek validálása a gerincoszlop frontális és sagittalis síkú görbületeinek jellemzésében

6.4.1. Nagyszámú, egészséges és különböző súlyosságú gerincdeformitással rendelkező vizsgálati mintán, nemzetközileg elsőként végeztük el az EOS térbeli rekonstrukció alapján nyert frontális és sagittalis görbületi paraméterek validálását hagyományos 2D módszerrel mért paraméterekkel szemben.

6.4.2. Kimutattuk, hogy az EOS térbeli rekonstrukciós eljárás reprodukálhatósága és megbízhatósága kiváló. Dokumentáltuk, hogy mindezen vonatkozásokban a hagyományos mérési módszerek rendre elmaradnak az EOS térbeli rekonstrukciós módszer mögött.

Eredményeinket nívós nemzetközi szakfolyóiratban sikerrel publikáltuk. *(Somoskeöy Sz, Tunyogi-Csapó M, Bogyó C, Illés T. Spine J. 2012;12:960-968.)* Ez vélhetően hozzájárult az új vizsgálati eljárás ortopédiai szakterületen történő nemzetközi elismeréséhez és széleskörű adaptációjához, ami mára az eljárást kvázi standarddá tette a gerincsebészeti központokban.

Az EOS rekonstrukció horizontális síkú vetületi képének elemzése

6.4.3. Bevezettük és napi gyakorlattá tettük az EOS térbeli rekonstrukció horizontális síkú felülnézeti ábrázolásának elemzését, amelyhez új szemikvantitatív kiértékelési rendszert vezettünk be.

6.4.4. Különböző klasszifikációs csoportba tartozó és súlyosságú eseteken elvégeztük a felülnézeti kép részletes elemzését, a megfigyelt közös és egyedi jellegzetességeket értelmeztük. A vizuális értékelést kiegészítettük a térbeli rekonstrukció parametrikus adatainak elemzésével.

Megfigyeléseinket a szűkebben vett szakterület nemzetközileg kiemelkedő folyóiratában publikáltuk, amely nagyszámú hivatkozást kapott. *(Illés T, Tunyogi-Csapo M, Somoskeöy S. Eur Spine J 2011;20:135-143.)* A térbeli rekonstrukció felülnézeti képének vizsgálata és értelmezése saját klinikai gyakorlatunkban rutineljárássá vált, a nemzetközi szakmai fórumokon létjogosultságot nyert.

6.5 Az EOS rekonstrukcióra alapuló vektoros ábrázolás elemzése és validálása a gerincoszlop térbeli jellemzésére

6.5.1. Bevezettük az új "csigolyavektor" koncepciót, amely az EOS térbeli rekonstrukción ábrázolt gerincoszlopot és medencét helyettesítő, egyszerűsített térbeli vizuális megjelenítést és matematikai számításokra épülő parametrikus elemzést tesz lehetővé.

A vektor-alapú megjelenítés validálása a gerincoszlop frontális és sagittalis síkú görbületeinek jellemzésében

6.5.2. Nagyszámú, egészséges és különböző súlyosságú gerincdeformitással rendelkező vizsgálati mintán elvégeztük a vektor-alapú térbeli megjelenítés vektorparamétereiből számított frontális és sagittalis görbületi értékek validálását hagyományos 2D módszerrel mért paraméterekkel szemben.

6.5.3. Kimutattuk, hogy a vektor-alapú eljárásra épülő mérőmódszer nagyfokú pontossággal bír a frontális görbületek és a sagittalis síkú háti kyphosis mérésében. Megállapítottuk, hogy a vektor-alapú módszer jól reprodukálható és kiváló megbízhatóságú.

6.5.4. Bizonyítottuk, hogy az ágyéki L_1-L_5 lordosis mérési értékében tapasztalt eltérés csupán a L_5 csigolya ékesedésével összefüggő jelenség, ami a hagyományos és a vektor-alapú mérési módszer különbségének tulajdoníható. A vektor-alapú lordosis méréssel a hagyományos módszer inherens hibája kiküszöbölhető.

Eredményeinket nívós nemzetközi szakfolyóiratban sikerrel publikáltuk, amely számos független hivatkozással bír. *(Somoskeöy Sz, Tunyogi-Csapó M, Bogyó C, Illés T. Spine J 2012; 12: 1052-1059.)* Eredményeink alapján a Scoliosis Research Society új 3D munkacsoportja a vektor-alapú térbeli elemzést a jövőben alkalmazni kívánt módszerek között tartja számon, nagyszámú esetre épülő, multicentrikus vizsgálatokban.

A vektor-alapú ábrázolás alkalmazása a gerincdeformitás progressziójának követésében és a műtéti korrekció értékelésében

6.5.5. Dokumentáltuk a vektor-alapú módszer kiváló alkalmasságát a gerincdeformitások progressziójának vizuális és parametrikus vizsgálatában. A progresszió legérzékenyebb indikátorának a görbület csúcsponti csigolyájának oldalirányú eltérését reprezentáló vektorparaméter mutatkozott.

6.5.6. Megállapítottuk a vektor-alapú módszer alkalmasságát a gerincdeformitások műtéti korrekciójának vizuális és parametrikus kiértékelésére. A műtéti korrekció legérzékenyebb, legpontosabb indikátorának – a várttal ellentétben – nem a görbület Cobb-szögének változása, hanem a korrekciós beavatkozás laterális transzlációját reprezentáló, csúcsponti csigolyájának oldalirányú eltérés-változása mutatkozott.

Megfigyeléseinket a szűkebben vett szakterület nemzetközileg kiemelkedő folyóiratában publikáltuk. *(Illés T, Somoskeoy S. Eur Spine J. 2013; 22:1255-1263.)* Megfontolásra érdemesnek tartjuk a vektor-alapú elemzést a gerincdeformáció progresszió-követésében, a műtéti korrekció tervezésében és értékelésében a napi gyakorlatban is. A vizsgálatunkban legérzékenyebbnek mutatkozó vektorparaméter-indikátor prioritása a gerincdeformitások műtéti korrekciós stratégiájának részleges változását eredményezheti.

7. IRODALOMJEGYZÉK

1. Roth TD, Buckwalter KA, Choplin RH. Musculoskeletal computed tomography: current technology and clinical applications. Semin Roentgenol. 2013;48:126-39.
2. Fayad LM, Patra A, Fishman EK. Value of 3D CT in defining skeletal complications of orthopedic hardware in the postoperative patient. AJR Am J Roentgenol. 2009;193:1155-63.
3. Ohashi K, El-Khoury GY, Menda Y. Musculoskeletal Imaging. 2011; In: Orthopaedic Knowledge Update 10, Ed: Flynn JM. pp. 85-108. American Academy of Orthopaedic Society.
4. Pretorius ES, Fishman EK. Volume-rendered three-dimensional spiral CT: musculoskeletal applications. Radiographics. 1999;19:1143-60.
5. Scott WW Jr, Fishman EK, Magid D. Acetabular fractures: optimal imaging. Radiology 1987;165:537-539.
6. Beaulé PE, Zaragoza E, Motamedi K, Copelan N, Dorey FJ. Three dimensional computed tomography of the hip in the assessment of femoroacetabular impingement. J Orthop Res 2005;23:1286-1292
7. Tannast M, Kubiak-Langer M, Langlotz F, Puls M, Murphy SB, Siebenrock KA. Noninvasive three-dimensional assessment of femoroacetabular impingement. J Orthop Res 2007;25:122-31.
8. Kang RW, Yanke AB, Espinoza Orias AA, Inoue N, Nho SJ. Emerging ideas: Novel 3-D quantification and classification of cam lesions in patients with femoroacetabular impingement. Clin Orthop Relat Res 2013;471:358-362.
9. Kijowski R, Gold GE. Routine 3D magnetic resonance imaging of joints. J Magn Reson Imaging. 2011;33:758-71.
10. Rosas H, Kijowski R. Volumetric magnetic resonance imaging of the musculoskeletal system. Semin Roentgenol. 2013;48:140-7.
11. Ristow O, Steinbach L, Sabo G, Krug R, Huber M, Rauscher I, Ma B, Link TM. Isotropic 3D fast spin-echo imaging versus standard 2D imaging at 3,0 T of the knee -image quality and diagnostic performance. Eur Radiol. 2009;19:1263-72.
12. Duc SR, Pfirrmann CW, Koch PP, Zanetti M, Hodler J. Internal knee derangement assessed with 3-minute three-dimensional isovoxel true FISP MR sequence: preliminary study. Radiology. 2008;246:526-35.
13. Lee MJ, Motamedi K, Chow K, Seeger LL. Gradient-recalled echo sequences in direct shoulder MR arthrography for evaluating the labrum. Skeletal Radiol. 2008;37:19-25.

14. Carrino JA, Morrison WB, Zou KH, Steffen RT, Snearly WN, Murray PM. Noncontrast MR imaging and MR arthrography of the ulnar collateral ligament of the elbow: prospective evaluation of two-dimensional pulse sequences for detection of complete tears. Skeletal Radiol. 2001; 30:625-632.
15. Carrino JA, Morrison WB, Zou KH, Steffen RT, Snearly WN, Murray PM. Lateral ulnar collateral ligament of the elbow: optimization of evaluation with two-dimensional MR imaging. Radiology. 2001;218:118-125.
16. Robinson G, Chung T, Finlay K, Friedman L. Axial oblique MR imaging of the intrinsic ligaments of the wrist: initial experience. Skeletal Radiol. 2006;35:765-773.
17. Potter HG, Asnis-Ernberg L, Weiland AJ, Hotchkiss RN, Peterson MG, McCormack RR Jr. The utility of high-resolution magnetic resonance imaging in the evaluation of the triangular fibrocartilage complex of the wrist. J Bone Joint Surg Am. 1997;79:1675-1684.
18. Scheck RJ, Kubitzek C, Hierner R, Szeimies U, Pfluger T, Wilhelm K, Hahn K. The scapholunate interosseous ligament in MR arthrography of the wrist: correlation with non-enhanced MRI and wrist arthroscopy. Skeletal Radiol. 1997;26:263-271.
19. Moser T, Dosch JC, Moussaoui A, Dietemann JL. Wrist ligament tears: evaluation of MRI and combined MDCT and MR arthrography. AJR Am J Roentgenol. 2007;188:1278-1286.
20. Heemskerk AM, Sinha TK, Wilson KJ, Ding Z, Damon BM. Quantitative assessment of DTI-based muscle fiber tracking and optimal tracking parameters. Magn Reson Med. 2009;61:467-72.
21. Huang QH, Zheng YP, Lu MH, Chi ZR. Development of a portable 3D ultrasound imaging system for musculoskeletal tissues. Ultrasonics. 2005;43:153-63.
22. Cheung CW, Zhou GQ, Law SY, Mak TM, Lai KL, Zheng YP. Ultrasound Volume Projection Imaging for Assessment of Scoliosis. IEEE Trans Med Imaging. 2015;34:1760-8.
23. Hosseinian S, Arefi H. 3D Reconstruction from Multi-View Medical X-Ray Images - Review and Evaluation of Existing Methods. The International Archives of the Photogrammetry, Remote Sensing and Spatial Information Sciences, Volume XL-1/W5, 2015;319-326.
24. Markelj P, Tomaževič D, Likar B, Pernuš F. A review of 3D/2D registration methods for image-guided interventions. Med Image Anal. 2012;16:642-61.
25. Stokes IA, Wilder DG, Frymoyer JW, Pope MH. Assessment of patients with low-back pain by biplanar radiographic measurement of intervertebral motion. Spine (Phila Pa 1976) 1981;6:233-40.
26. Pearcy MJ. Stereo radiography of lumbar spine motion. Acta Orthop Scand Suppl. 1985;212:1-45.
27. Dansereau J, Stokes IA. Measurements of the three-dimensional shape of the rib cage. J Biomech. 1988;21:893-901.

28. Aubin CE, Dansereau J, Parent F, Labelle H, de Guise JA. Morphometric evaluations of personalised 3D reconstructions and geometric models of the human spine. Med Biol Eng Comput. 1997;35:611-8.
29. Gauvin C, Dansereau J, Petit Y, De Guise JA, Labelle H. [Customized 3D radiographic reconstruction of the human pelvis]. [Article in French] Ann Chir. 1998;52:744-51.
30. Mitton D, Landry C, Véron S, Skalli W, Lavaste F, De Guise JA. 3D reconstruction method from biplanar radiography using non-stereocorresponding points and elastic deformable meshes. Med Biol Eng Comput. 2000;38:133-9.
31. Mitulescu A, Semaan I, De Guise JA, Leborgne P, Adamsbaum C, Skalli W. Validation of the non-stereo corresponding points stereoradiographic 3D reconstruction technique. Med Biol Eng Comput. 2001;39:152-8.
32. Mitulescu A, De Guise JA, Dubousset J, Labelle H, Adamsbaum C, Skalli W. Validation of the NSCP technique on scoliotic vertebrae. Stud Health Technol Inform. 2002;88:167-71.
33. Laporte S, Skalli W, de Guise JA, Lavaste F, Mitton D. A biplanar reconstruction method based on 2D and 3D contours: application to the distal femur. Comput Methods Biomech Biomed Engin. 2003;6:1-6.
34. Mitton D, Deschênes S, Laporte S, Godbout B, Bertrand S, de Guise JA, Skalli W. 3D reconstruction of the pelvis from bi-planar radiography. Comput Methods Biomech Biomed Engin. 2006;9:1-5.
35. Bauer T. Reconstruction tridimensionnelle de l'articulation du genou par stereoradio-graphie: De l'apprentissage in vitro a l'application clinique dans le cas de la gonarthrose. (Master thesis) 2002; Laboratoire de Biomecanique. École Nationale Superieure d'Arts et Métiers, Paris, France.
36. Le Bras A, Laporte S, Bousson V, Mitton D, De Guise JA, Laredo JD, Skalli W. 3D reconstruction of the proximal femur with low-dose digital stereoradiography. Comput Aided Surg. 2004;9:51-7.
37. Fleute M. Shape Reconstruction for Computer Assisted Surgery based on Non-Rigid Registration of Statistical Models with Intraoperative Point Data and X-ray Images. (PhD Thesis) 2001; Joseph Fourier University, Grenoble, France.
38. Benameur S, Mignotte M, Parent S, Labelle H, Skalli W, de Guise J. 3D/2D registration and segmentation of scoliotic vertebrae using statistical models. Comput Med Imaging Graph. 2003;27:321-37.
39. Benameur S, Mignotte M, Labelle H, De Guise JA. A hierarchical statistical modeling approach for the unsupervised 3-D biplanar reconstruction of the scoliotic spine. IEEE Trans Biomed Eng. 2005;52:2041-57.

40. Fleute M, Lavallée S, Julliard R. Incorporating a statistically based shape model into a system for computer-assisted anterior cruciate ligament surgery. Med Image Anal. 1999 Sep;3(3):209-22.
41. Baka N, Kaptein BL, de Bruijne M, van Walsum T, Giphart JE, Niessen WJ, Lelieveldt BP. 2D-3D shape reconstruction of the distal femur from stereo X-ray imaging using statistical shape models. Med Image Anal. 2011;15:840-50.
42. Sadowsky O, Chintalapani G, Taylor RH. Deformable 2D-3D registration of the pelvis with a limited field of view, using shape statistics. Med Image Comput Comput Assist Interv. 2007;10:519-26.
43. Quijano S, Serrurier A, Aubert B, Laporte S, Thoreux P, Skalli W. Three-dimensional reconstruction of the lower limb from biplanar calibrated radiographs. Med Eng Phys. 2013;35:1703-12.
44. Pomero V, Mitton D, Laporte S, de Guise JA, Skalli W. Fast accurate stereoradiographic 3D-reconstruction of the spine using a combined geometric and statistic model. Clin Biomech (Bristol, Avon). 2004;19:240-7.
45. Humbert L, De Guise JA, Aubert B, Godbout B, Skalli W. 3D reconstruction of the spine from biplanar X-rays using parametric models based on transversal and longitudinal inferences. Med Eng Phys. 2009;31:681-7.
46. Baudoin A, Skalli W, de Guise JA, Mitton D. Parametric subject-specific model for in vivo 3D reconstruction using biplanar X-rays: application to the upper femoral extremity. Med Biol Eng Comput. 2008;46:799-805.
47. Chaibi Y, Cresson T, Aubert B, Hausselle J, Neyret P, Hauger O, de Guise JA, Skalli W. Fast 3D reconstruction of the lower limb using a parametric model and statistical inferences and clinical measurements calculation from biplanar X-rays. Comput Methods Biomech Biomed Engin. 2012;15:457-66.
48. Lebailly F, Lima LV, Clairemidi A, Aubert B, Guerard S, Chaibi Y, de Guise J, Fontaine C, Skalli W. Semi-automated stereoradiographic upper limb 3D reconstructions using a combined parametric and statistical model: a preliminary study. Surg Radiol Anat. 2012;34:757-65.
49. Aubert B, Vergari C, Courvoisier A, Skalli W, Ilharreborde B. 3D reconstruction of rib cage geometry from biplanar radiographs using a statistical parametric model approach. Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering: Imaging and Visualization, 2016;4:281-295.
50. Kadoury S, Cheriet F, Labelle H. Personalized X-ray 3-D reconstruction of the scoliotic spine from hybrid statistical and image-based models. IEEE Trans Med Imaging. 2009;28:1422-35.
51. Kadoury S. Three-Dimensional Spine Reconstruction from Radiographs. In: Spinal Imaging and Image Analysis. 2015; 159-191., Eds.: Li S, Yao J., Springer International Publishing, Switzerland.

52. Melhem E, Assi A, El Rachkidi R, Ghanem I. EOS(®) biplanar X-ray imaging: concept, developments, benefits, and limitations. J Child Orthop. 2016;10:1-14.
53. Besch L, Varoga D, Müller M, Hilgert RE, Seekamp A. [Malalignment of the tibia-comparative investigation of three stabilization procedures by clinical analysis and radiological measuring techniques] (Article in German). Zentralbl Chir. 2007; 132: 554-9.
54. Lindsey JD, Krieg JC. Femoral malrotation following intramedullary nail fixation. J Am Acad Orthop Surg. 2011;19:17-26.
55. Tyagi V, Yang JH, Oh KJ. A computed tomography-based analysis of proximal femoral geometry for lateral impingement with two types of proximal femoral nail anterotation in subtrochanteric fractures. Injury. 2010;41:857-61.
56. Vaidya R, Anderson B, Elbanna A, Colen R, Hoard D, Sethi A. CT scanogram for limb length discrepancy in comminuted femoral shaft fractures following IM nailing. Injury. 2012;43:1176-81.
57. 510(k) Summary: Biospace med's sterEOS Worstation. United States U.S. Department of Health and Human Services, Food and Drug Administration Online Archive. 2008 Aug 29; http://www.accessdata.fda.gov/cdrh_docs/pdf8/k080529.pdf *(online elérve 2017.01.25-én)*
58. Stokes IA. Three-dimensional terminology of spinal deformity. A report presented to the Scoliosis Research Society by the Scoliosis Research Society Working Group on 3-D terminology of spinal deformity. Spine (Phila Pa 1976). 1994;19:236-48.
59. Poncet P, Dansereau J, Labelle H. Geometric torsion in idiopathic scoliosis: 3-D analysis and proposal for a new classification. Spine (Phila Pa 1976). 2001;26:2235-43.
60. Duong L, Cheriet F, Labelle H. Three-dimensional classification of spinal deformities using fuzzy clustering. Spine (Phila Pa 1976). 2006;31:923-30.
61. Duong L, Mac-Thiong JM, Cheriet F, Labelle H. Three-dimensional subclassification of Lenke type 1 scoliotic curves. J Spinal Disord Tech 2009;22:135-43.
62. Sangole AP, Aubin CE, Labelle H, Stokes IA, Lenke LG, Jackson R, Newton PO. Three-dimensional classification of thoracic scoliotic curves. Spine (Phila Pa 1976). 20091;34:91-9.
63. Stokes IA, Sangole AP, Aubin C-E. Classification of scoliosis deformity three-dimensional spinal shape by cluster analysis. Spine (Phila Pa 1976). 2009;34:584-90.
64. Labelle H, Aubin C-E, Jackson R, Lenke L, Newton P, Parent S. Seeing the spine in 3D: how will it change what we do? J Pediatr Orthop 2011;31:S37-45.

65. Donzelli S, Poma S, Balzarini L, Borboni A, Respizzi S, Villafane JH, Zaina F, Negrini S. State of the art of current 3-D scoliosis classifications: a systematic review from a clinical perspective. J Neuroeng Rehabil. 2015;12:91-101.

66. Steffen JS, Obeid I, Aurouer N, Hauger O, Vital JM, Dubousset J, Skalli W. 3D postural balance with regard to gravity line: an evaluation in the transversal plane on 93 patients and 23 asymptomatic volunteers. Eur Spine J 2010;19:760-7.

67. The Nobel Foundation. The Nobel Prize in Physics 1992. The Official Web Site of the Nobel Prize, The Nobel Foundation. http://nobelprize.org/nobel_prizes/physics/laureates/1992/index.html *(online elérve 2017.01.25-én)*

68. Charpak G. Electronic imaging of ionizing radiation with limited avalanches in gases. Rev Mod Phys. 1993;6:591-598.

69. Després P, Beaudoin G, Gravel P, de Guise JA. Evaluation of a full-scale gas microstrip detector for low-dose X-ray imaging. Nucl Instrum Methods Phys Res A. 2005;536:52–60.

70. Dubousset J, Charpak G, Dorion I, Skalli W, Lavaste F, Deguise J, Kalifa G, Ferey S. [A new 2D and 3D imaging approach to musculoskeletal physiology and pathology with low-dose radiation and the standing position: the EOS system]. (Article in French) Bull Acad Natl Med. 2005;189:287-97.

71. Deschênes S, Charron G, Beaudoin G, Labelle H, Dubois J, Miron MC, Parent S. Diagnostic imaging of spinal deformities: reducing patients radiation dose with a new slot-scanning X-ray imager. Spine (Phila Pa 1976). 2010;35:989-94.

72. Dietrich TJ, Pfirrmann CW, Schwab A, Pankalla K, Buck FM. Comparison of radiation dose, workflow, patient comfort and financial break-even of standard digital radiography and a novel biplanar low-dose X-ray system for upright full-length lower limb and whole spine radiography. Skeletal Radiol. 2013;42:959-67.

73. Delin C, Silvera S, Bassinet C, Thelen P, Rehel JL, Legmann P, Folinais D. Ionizing radiation doses during lower limb torsion and anteversion measurements by EOS stereoradiography and computed tomography. Eur J Radiol. 2014;83:371-7.

74. Ilharreborde B, Ferrero E, Alison M, Mazda K. EOS microdose protocol for the radiological follow-up of adolescent idiopathic scoliosis. Eur Spine J. 2016 Feb;25(2):526-31.

75. Luo TD, Stans AA, Schueler BA, Larson AN. Cumulative Radiation Exposure With EOS Imaging Compared With Standard Spine Radiographs. Spine Deform. 2015;3:144-150.

76. Newton PO, Khandwala Y, Bartley CE, Reighard FG, Bastrom TP, Yaszay B. New EOS Imaging Protocol Allows a Substantial Reduction in Radiation Exposure for Scoliosis Patients. Spine Deform. 2016;4:138-144.

77. Hui SC, Pialasse JP, Wong JY, Lam TP, Ng BK, Cheng JC, Chu WC. Radiation dose of digital radiography (DR) versus micro-dose x-ray (EOS) on patients with adolescent idiopathic scoliosis: Scoliosis Spinal Disord. 2016;11:46-53.

78. Cobb J. Outline for the study of scoliosis. Am Acad Orthop Surg Instr Course Lect. 1948; 5:261-275.

79. Dimar JR, Carreon LY, Labelle H, Djurasovic M, Weidenbaum M, Brown C, Roussouly P. Intra- and inter-observer reliability of determining radiographic sagittal parameters of the spine and pelvis using a manual and a computer-assisted methods. Eur Spine J. 2008;17:1373-9.

80. Hallgren KA. Computing Inter-Rater Reliability for Observational Data: An Overview and Tutorial. Tutor Quant Methods Psychol. 2012;8:23-34.

81. Bellyei Á, Kránicz J. A csípőízület normál geometriai standard értékei a felnőtt korban. Magyar Traumatológia. 1988;31:185-188.

82. Toogood BS, Skalak A, Cooperman DR. Proximal femoral anatomy in the normal human population. Clin Orthop Relat Res. 2009;467:876-885.

83. Bråten M, Terjesen T, Rossvoll I. Femoral anteversion in normal adults. Ultrasound measurements in 50 men and 50 women. Acta Orthop Scand. 1992;63:29-32.

84. Lecerf G, Fessy MH, Philippot R, Massin P, Giraud F, Flecher X, Girard J, Mertl P, Marchetti E, Stindel E. Femoral offset: Anatomical concept, definition, assessment, implications for preoperative templating and hip arthroplasty. Orthop Traumatol Surg Res. 2009;95:210-219.

85. Massé JP, Glimet T, Alpérovitch A, Kuntz D. Value of the femorotibial angle in 244 patients without knee arthritis. Rev Rheum Mal Osteoartic. 1985;52:91-94.

86. Hsu RW, Himeno S, Coventry MB, Chao EY. Normal axial alignment of the lower extremity and load-bearing distribution at the knee. Clin Orthop Relat Res. 1990;255:215-27.

87. Strecker W, Keppler P, Gebhard F, Kinzl L. Length and torsion of the lower limb. J Bone Joint Surg Br. 1997;79:1019-1023.

88. Lazennec J-Y, Rangel A, Baudoin A, Skalli W, Catonne Y, Rousseau MA. The EOS imaging system for understanding a patellofemoral disorder following THR. Orthop Traumatol Surg Res. 2011;97:98-101.

89. Lazennec J-Y, Rousseau MA, Rangel A, Gorin M, Belicourt A, Brusson A, Catonné Y. Pelvis and total hip arthroplasty acetabular component orientations in sitting and standing positions:

Measurements reproductibility with EOS imaging system versus conventional radiographies. Orthop Traumatol Surg Res. 2011;97:373-380.

90. Byrne DP, Mulhall KJ, Baker JF. Anatomy & biomechanics of the hip. The Open Sports Med J. 2010;4:44-50.

91. Tönnis D, Heinecke A. Acetabular and femoral anteversion: relationship with osteo-arthritis of the hip. J Bone Joint Surg Am. 1999;81:1747-70.

92. Sariali E, Mouttet A, Pasquier G, Durante E (2009) Three-dimensional hip anatomy in osteoarthritis. Analysis of the femoral offset. J Arthroplasy 2009;24:990-997.

93. Chitnavis J, Sinsheimer JS, Suchard MA, Clipsham K, Carr AJ. End-stage coxarthritis and gonarthritis. Aetiology, clinical patterns and radiological features of idiopathic osteoarthritis. Rheumatol (Oxford) 2000;39:612-619.

94. Derek T, Cooke V, Kelly B, Li J. Prosthetic reconstruction of the arthritic knee: considerations for limb alignment, geometry and soft tissue reconstruction. Knee 1998;5:165-174.

95. Kraus VB, Vail TP, Worrell T, McDaniel G. A comparative assessment of alignment angle of the knee by radiographic and physical examination methods. Arthritis Rheum. 2005;52:1730-5.

96. Lin J, Hou SM. Unreamed locked tight-fitting nailing for acute tibial fractures. J Orthop Trauma. 2001;15:40-46.

97. Wiegand N, Nyárády J. Taktikánk változása a lábszártörések ellátásában. Magyar Traumatológia Ortopédia Kézsebészet Plasztikai Sebészet 1998; 41:331-337.

98. Vallier HA, Cureton BA, Patterson BM. Randomized, prospective comparison of plate versus intramedullary nail fixation for distal tibia shaft fractures. J Orthop Trauma. 2011;25:736-741.

99. Naumov I, Nyárády J, Wiegand N. Per és subtrochanterikus femur törések. Megoldások és eredmények. Magyar Traumatológia Ortopédia Kézsebészet Plasztikai Sebészet 2002;45:38-48.

100. Wiegand N, Naumov I, Nyárády J. Tapasztalataink a tibia proximalis harmada töréseinek velőűrszegezésében. Magyar Traumatológia Ortopédia Kézsebészet Plasztikai Sebészet 2002;45:110-117.

101. Jaarsma RL, Pakvis DF, Verdonschot N, Biert J, van Kampen A. Rotational malalignment after intramedullary nailing of femoral fractures. J Orthop Trauma. 2004;18:403-409.

102. Puloski S, Romano C, Buckley R, Powell J. Rotational malalignment of the tibia following reamed intramedullary nail fixation. J Orthop Trauma. 2004;18:397-402.

103. Ohl X, Stanchina C, Billuart F, Skalli W. Shoulder bony landmarks location using the EOS low-dose stereoradiography system: a reproducibility study. Surg Radiol Anat. 2010;32:153-158.

104. Labelle H, Dansereau J, Bellefleur C, Jéquier JC. Variability of geometric measurements from three-dimensional reconstructions of scoliotic spines and rib cages. Eur Spine J. 1995;4:88-94.
105. Gille O, Champain N, Benchikh-El-Fegoun A, Vital JM, Skalli W. Reliability of 3D reconstruction of the spine of mild scoliotic patients. Spine (Phila Pa 1976) 2007;32:568-73.
106. Rousseau MA, Laporte S, Chavary-Bernier E, Lazennec JY, Skalli W. Reproducibility of measuring the shape and three-dimensional position of cervical vertebrae in upright position using the EOS stereoradiography system. Spine (Phila Pa 1976) 2007;32:2569-72.
107. Vrtovec T, Pernus F, Likar B. A review of methods for quantitative evaluation of spinal curvature. Eur Spine J 2009;18:593-607.
108. Gstoettner M, Sekyra K, Walochnik N, Winter P, Wachter R, Bach CM. Inter- and intraobserver reliability assessment of the Cobb angle: manual versus digital measurement tools. Eur Spine J 2007;16:1587-92.
109. Mok JM, Berven SH, Diab M, Hackbarth M, Hu SS, Deviren V. Comparison of observer variation in conventional and three digital radiographic methods used in the evaluation of patients with adolescent idiopathic scoliosis. Spine (Phila Pa 1976). 2008;33:681-6.
110. Yazici M, Acaroglu ER, Alanay A, Deviren V, Cila A, Surat A. Measurement of vertebral rotation in standing versus supine position in adolescent idiopathic scoliosis. J Pediatr Orthop. 2001;21:252-6.
111. de Jonge T, Illés T. Hyperrotációs pseudokyphosis. Magyar Traumatológia, Ortopédia Kézsebészet és Plasztikai Sebészet 2001;44:172-179.
112. Roaf R. Rotation movements of the spine with special reference to scoliosis. J Bone Joint Surg Br. 1958;40:312-332.
113. Mehta MH. Radiographic estimation of vertebral rotation in scoliosis. J Bone Joint Surg Br. 1973;55B:513-520.
114. Nash CL, Moe JH. (1969) A study of vertebral rotation. J Bone Joint Surg Am. 1969;51:223-9.
115. Perdriolle R, Vidal J. Morphology of scoliosis: three-dimensional evolution. Orthopaedics 1987;10:909-915.
116. Omeroglu H, Ozekin O, Bicimoglu A. Measurement of vertebral rotation in idiopathic scoliosis using the Perdriolle torsiometer: a clinical study on intraobserver and interobserver error. Eur Spine J. 1996;5:167-171.
117. Richards BS. (1992) Measurement error in assessment of vertebral rotation using the Perdriolle torsiometer. Spine (Phila Pa 1976) 1992;17:513-517.

118. Skalli W, Lavaste F, Descrimes JL. (1995) Quantification of three-dimensional vertebral rotations in scoliosis: what are the true values? Spine (Phila Pa 1976) 1995;20:546-553.

119. Aubin C, Dansereau J, Petit Y, Parent F, de Guise JA, Labelle H. Three-dimensional measurement of wedged scoliotic vertebrae and intervertebral discs. Eur Spine J. 1998;7:59-65.

120. Dumas R, Steib JP, Mitton D, Lavaste F, Skalli W. Three-dimensional quantitative segmental analysis of scoliosis corrected by the in situ contouring technique. Spine (Phila Pa 1976) 2003;28:1158-1162.

121. Aaro S, Dahlborn M. (1981) Estimation of vertebral rotation and spine rib cage deformity in scoliosis by computer tomography. Spine (Phila Pa 1976) 1981;6:460-7.

122. Ho EK, Upadhyay SS, Chan FL, Hsu LC, Leong JC. New methods of measuring vertebral rotation from computed tomographic scans. An intraobserver and interobserver study on girls with scoliosis. Spine (Phila Pa 1976) 1993;18:1173-7.

123. Dubousset J. Three-dimensional analysis of the scoliotic deformity. In: Weinstein SL (ed). The pediatric spine: principles and practice. Raven Press Ltd., New York, 1994; pp. 479-496.

124. Hendee WR, Edwards FM. ALARA and an integrated approach to radiation protection. Semin Nucl Med 1986;16:142-50.

125. Polly DW, Kilkelly FX, McHale KA, Asplund LM, Mulligan M, Chang AS. Measurement of lumbar lordosis: evaluation of intraobserver, interobserver, and technique variability. Spine (Phila Pa 1976) 1996;21:1530-5.

126. Cotrel Y, Dubousset J. [A new technique for segmental spinal osteosynthesis using the posterior approach]. (Article in French) Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot. 1984;70:489-94.

127. Cotrel Y, Dubousset J, Guillaumat M. New universal instrumentation in spinal surgery. Clin Orthop Relat Res. 1988;227:10-23.

8. AZ ÉRTEKEZÉS ALAPJÁUL SZOLGÁLÓ KÖZLEMÉNYEK

1. Breakthrough in three-dimensional scoliosis diagnosis: significance of horizontal plane view and vertebra vectors

Illés T, Tunyogi-Csapo M, **Somoskeöy S**

Eur Spine J 2011; 20:135-143.

IF 1.965; SJR 1.404 Q1(Orthopedics and Sports Medicine); CI 52/59

2. Geometrical values of the normal and arthritic hip and knee detected with the EOS imaging system

Than P, Szuper K, **Somoskeöy S**, Warta V, Illés T

Int Orthop (SICOT) 2012; 36:1291-1297.

IF 2.319; SJR 1.480 Q1 (Orthopedics and Sports Medicine); CI 40/44

3. Az EOS™ röntgengép elve és gyakorlati használata a mindennapi ortopédiai gyakorlatban

Illés T, **Somoskeöy Sz**

Orv Hetilap 2012; 153:289-295. *CI 2/4*

4. The EOS™ imaging system and its uses in daily orthopaedic practice

Illés T, **Somoskeoy Sz**

Int Orthop (SICOT) 2012; 36:1325-1331.

IF 2.319; SJR 1.480 Q1 (Orthopedics and Sports Medicine); CI 43/47

5. Clinical Validation of Coronal and Sagittal Spinal Curve Measurements Based on Three-Dimensional Vertebra Vector Parameters

Somoskeöy Sz, Tunyogi-Csapó M, Bogyó C, Illés T

Spine J 2012; 12:960-968.

IF 3.220; SJR 1.405 Q1 (Surgery); CI 15/16

6. Accuracy and Reliability of Coronal and Sagittal Spinal Curvature Data Based on Patient-Specific Three-Dimensional Models Created by the EOS 2D/3D Imaging System

Somoskeöy Sz, Tunyogi-Csapó M, Bogyó C, Illés T

Spine J 2012; 12:1052-1059.

IF 3.220; SJR 1.405 Q1 (Surgery); CI 31/31

7. EOS 2D/3D képalkotás alkalmazási lehetőségei az alsó végtagon

Szuper K, **Somoskeöy Sz**, Than P, Illés T

Magyar Traumatológia, Ortopédia, Kézsebészet és Plasztikai Sebészet 2012; 55:203-212.

8. Comparison of scoliosis measurements based on three-dimensional vertebra vectors and conventional two-dimensional methods - Advantages in evaluation of prognosis and surgical results

Illés T, **Somoskeoy S**

Eur Spine J 2013; 22:1255-1263.

IF 2.473; SJR 1.474 Q1 (Orthopedics and Sports Medicine); CI 10/11

9. A csigolyavektor szerepe a gerincferdülés 3. dimenziójának megjelenítésében

Somoskeöy Sz, Illés T

Magyar Traumatológia, Ortopédia, Kézsebészet és Plasztikai Sebészet 2013; 56:41-51.

10. Femur és tibia diaphysis törések műtétet követő vizsgálata EOS 2D/3D röntgenkészülékkel

Szuper K, Dömse E, Nőt L, **Somoskeöy Sz**, Than P

Magyar Traumatológia, Ortopédia, Kézsebészet és Plasztikai Sebészet 2013; 56:119-126.

9. KÖSZÖNETNYILVÁNÍTÁS

Mindenek előtt mentoromnak, **Dr. Kellermayer Miklós** "Tanár úrnak" szeretnék köszönetet mondani, aki tudományos diákkörös hallgatóként megismertetett a kutatómunka örömével, a tudomány szeretetével és belém oltotta valami új megalkotásának vágyát.

Végtelenül hálás vagyok témavezetőmnek, főnökömnek, **Dr. Than Péter**nek, hogy több éven keresztül türelemmel, megértéssel és segítőkészséggel támogatott, nyugodt szakmai és emberi körülményeket teremtett doktori értekezésem megírásához. Témavezetői bíztatása és szakmai tanácsai felbecsülhetetlenül értékesek voltak számomra. Az értekezésben bemutatásra került eredmények egy része közös munkánk gyümölcse.

Köszönettel tartozom korábbi főnökömnek, **Dr. Illés Tamás**nak, hogy 2007 tavaszán meghívott erre a megfeszített munkával járó, megannyi kihívást, izgalmat és örömöt okozó kalandra, amely az EOS 2D/3D rendszer nélkül elképzelhetetlen lett volna. Az értekezésben bemutatásra került eredmények egy része közös munkánkra és szellemi termékünkre épül.

Baráti köszönetemet fejezem ki **Dr. Tunyogi Csapó Miklós**, **Dr. Bogyó Csaba** és **Dr. Burkus Máté** kollégáimnak a térbeli gerincrekonstrukciós vizsgálatsorozatban tanúsított, kitartó részvételükért.

Köszönöm **Dr. Szuper Kinga** és **Dr. Schlégl Ádám** munkatársaimnak az alsó végtagi vizsgálatokban kifejtett önzetlen együttműködését, valamint **Dr. Ian O'Sullivan** munkatársamnak az értekezés bevezetésének megírásához nyújtott értékes segítségét.

A traumás alsó végtagi vizsgálat alapötletéért **Dr. Wiegand Norbert**, a vizsgálat kivitelezésében való szorgos részvételéért **Dr. Dömse Eszter** részére jár köszönetem.

Hálás vagyok az **EOS Imaging S.A., Paris, France** vezetőinek, egykori és jelenlegi munkatársainak, a 2007-2012 között biztosított együttműködésükért és támogatásukért.

Nagy köszönet **Dr. Battyány István** és a **Radiológiai Klinika munkatársai** részére, az EOS vizsgálatok elvégzésével és a berendezés üzemeltetésével járó tevékenységért.

Végezetül szeretném ezt a munkát **Tamás**, **Balázs** és **Ákos** fiaimnak ajánlani.

I. MELLÉKLET: AZ ÉRTEKEZÉS TÉMÁJÁBAN MEGJELENT EGYÉB KÖZLEMÉNYEK

(időrendi sorrendben)

1. XXI. századi csúcstechnológia a PTE Térségi Szűrő- és Diagnosztikai Központjában (TSZDK) II. rész
Battyány I, Járay Á, Illés T, Csete M, Lévai A, Szalai G, **Somoskeöy Sz**
IME Az egészségügyi vezetők szaklapja 2007; 6: 40-42.

2. EOS a klinikai gyakorlatban – Ultra alacsony dózisú, teljes test digitális röntgenfelvétel technikája, jelentősége, klinikai indikációja, információ tartalma
Lévai A, Battyány I, Járay Á, Csete M, **Somoskeöy Sz**, Illés T
IME Az egészségügyi vezetők szaklapja 2008; 7: 41-43.

3. Re: Sangole AP, Aubin CE, Labelle H, et al. Three-dimensional classification of thoracic scoliotic curves. Spine 2009; 34: 91-99. *(Letter to the Editor)*
Illés T, **Somoskeoy S**
Spine 2010; 35: 465-466.

4. A totál térdprotézis pozícionálása és az aszeptikus lazulás hosszú távú összefüggései
Than P, Létai B, **Somoskeöy Sz**, Horváth G
Magyar Traumatológia, Ortopédia, Kézsebészet és Plasztikai Sebészet 2011; 54:103-111.

5. Hibás pozícióban beültetett totál endoprotézis aszeptikus lazulása és revíziója
Than P, Szuper K, **Somoskeöy Sz**
Magyar Traumatológia, Ortopédia, Kézsebészet és Plasztikai Sebészet 2012; 55:79-84.

6. EOS 2D/3D képalkotás alkalmazási lehetőségei az alsó végtagon
Szuper K, **Somoskeöy Sz**, Than P, Illés T
Magyar Traumatológia, Ortopédia, Kézsebészet és Plasztikai Sebészet 2012; 55:203-212.

7. Computer-generated, Three-Dimensional Spine Model From Biplanar Radiographs: A Validity Study in Idiopathic Scoliosis Curves Greater Than 50 Degrees

Carreau JH, Bastrom T, Petcharaporn M, Schulte C, Marks M, Illés T, **Somoskeöy S**, Newton PO

Spine Deformity 2014; 2:81-88.

SJR 0.365 Q3 (Orthopedics and Sports Medicine); CI 15/15

8. Az EOS 2D/3D System alkalmazhatóságának vizsgálata a szabad alsó végtag anatómiai és biomechanikai paramétereinek mérésére gyermekkorban

Schlégl ÁT, Szuper K, **Somoskeöy S**, Than P

Orv Hetilap 2014; 155:1701-1712.

9. A csípőízület 3D modellezése gyermekkorban

Schlégl ÁT, Szuper K, **Somoskeöy S**, Than P

Magyar Traumatológia, Ortopédia, Kézsebészet és Plasztikai Sebészet 2014; 57:169-179.

10. Three-dimensional quantitative analysis of the proximal femur and the pelvis in children and adolescents using an upright biplanar slot-scanning X-ray system

Szuper K, Schlégl ÁT, Leidecker E, Vermes C, **Somoskeöy S**, Than P

Pediatr Radiol 2015; 45:411-421.

IF 1.530; SJR 0.593 Q2 (Radiology, Nuclear Medicine and Imaging); CI 3/5

11. Az alsó végtag tengelyállásának vizsgálati lehetőségei - Tapasztalataink az új EOS 2D/3D technológiával

Schlégl AT, Szuper K, **Somoskeöy S**, Than P

Magyar Traumatológia Ortopédia Kézsebészet Plasztikai Sebészet, 2015;58:127-139.

12. Three-dimensional radiological imaging of the normal lower limb alignment in children

Schlégl ÁT, Szuper K, **Somoskeöy S**, Than P

Int Orthop (SICOT) 2015; 39:2073-2080.

IF 2.390; SJR 1.508 Q1 (Orthopedics and Sports Medicine); CI 3/4

II. MELLÉKLET: AZ ÉRTEKEZÉS TÉMÁJÁVAL KAPCSOLATOS IDÉZHETŐ ELŐADÁSKIVONATOK

(időrendi sorrendben)

1. 2009 Argospine best poster award : Visualization and evaluation of spinal 3D geometry in scoliosis using EOS 2D/3D imaging: first-year clinical data prove the significance of the horizontal plane view

Somoskeoy S, Dubousset J, Illes T

ArgoSpine News & Journal 2009; 21: 13.

2. Clinical Evaluation Of EOS 2D/3D Ultra Low-Dose Radiation System In Lower Limb Orthopedic Applications: Significance And Clinical Value Of True 3D Measurements And 3D Surface Reconstructions

Somoskeoy Sz, T Illés, and P Than

J Bone Joint Surg Br Proceedings, 2010; 92-B: 499.

IF 2.351; SJR 2.897 Q1 (Orthopedics and Sports Medicine)

3. The postoperative clinical evaluation of femur and tibia shaft fractures with EOS 2D/3D ultra low-dose radiation system

Wiegand N, Kiss Z, Vámhidy L, **Somoskeöy Sz**

Injury, Int. Care Injured 2011; 42:S28, P14.

IF 1.975; SJR 0.920 Q1 (Orthopedics and Sports Medicine)

4. Significance of vertebral lateral ejection versus axial rotation in pre- and postoperative evaluation of adolescent idiopathic scoliosis - a vertebra vector study (Abstract)

Somoskeöy S, Tunyogi-Csapó M, Illés T

Journal of Children's Orthopaedics, 2012; 6 Suppl: 35-55.

SJR 0.579 Q2 (Orthopedics and Sports Medicine)

III. MELLÉKLET: AZ ÉRTEKEZÉS TÉMÁJÁVAL KAPCSOLATOS KONGRESSZUSI ELŐADÁSOK ÉS POSZTERBEMUTATÓK

(időrendi sorrendben)

1. XXI. századi csúcstechnológia a PTE Térségi Szűrő- és Diagnosztikai Központjában (TSZDK) II. rész
Battyány I, Járay Á, Illés T, Csete M, Lévai A, Szalai G, **Somoskeöy Sz**
II. Képalkotó Diagnosztikai Konferencia (IME), Budapest, 2007. május 23-24.

2. The EOS™ System: A new ultra low-dose biplanar digital radiography combined with 3D image envelope rendering of the skeletal system
Somoskeoy S., A. Le Bras, D. Mitton, W. Skalli, F.J. Dubousset, T. Illés
7th Central European Orthopedic Congress, Bratislava, Slovak Republic, January 24-26, 2008

3. EOS a klinikai gyakorlatban
Lévai A, Battyány I, Járay Á, Csete M, **Somoskeöy Sz**
III. Képalkotó Diagnosztikai Konferencia (IME), Budapest, 2008. április 24.

4. A scoliosisok térbeli megjelenítése EOS™ segítségével: A horizontális síkú vetület jelentősége
Illés Tamás, Tunyogi-Csapó Miklós, **Somoskeöy Szabolcs**
Magyar Ortopéd Társaság 51. Kongresszusa, Székesfehérvár, 2008. június 19-21.

5. EOS™ ultra alacsony dózisú röntgenberendezés és szoftveres 3D-rekonstrukció alkalmazása a csípő és térd ízületi elváltozások vizsgálatában
Somoskeöy Szabolcs, Than Péter, Illés Tamás
Magyar Ortopéd Társaság 51. Kongresszusa, Székesfehérvár, 2008. június 19-21.

6. EOS: több, mint hagyományos röntgenképalkotás
Lévai Andrea, Csete Mónika, Járay Ákos, **Somoskeöy Szabolcs**, Illés Tamás, Battyány István
Magyar Radiológus Társaság XXIV. Kongresszusa, Pécs, 2008. június 26-28.

7. A sagittalis görbületek és a felülnézeti kép jelentősége a scoliosisok biomechanikájában
Illés Tamás, Jankó Lajos, Klincsik Mihály, **Somoskeöy Szabolcs**
III. Magyar Biomechanikai Konferencia, Budapest, 2008. július 4-5.

8. EOS™ 2D|3D a gerincdeformitások kezelésében
Somoskeöy Szabolcs, Illés Tamás
Gyermekkori Gerincbetegségeket Kutatók Magyarországi Egyesületének 5. Kongresszusa, Budapest, 2008. október 10-11.

9. A sagittalis görbületek és a felülnézeti kép jelentősége a gerincdeformitások biomechanikájában
Illés Tamás, **Somoskeöy Szabolcs**
MTA Pannon Tudományos Nap, Nagykanizsa, 2008. október 15.

10. Visualization and Evaluation of Spinal 3D Geometry in Scoliosis Using EOS 2D/3D Imaging: First-Year Clinical Data Prove Significance of the Horizontal Plane View
Somoskeoy S, Dubousset J, Illes T
13th International ArgoSpine Symposium, Paris, France, January 29-30, 2009

11. Clinical evaluation of EOS 2D/3D ultra low-dose radiation system in lower limb orthopedic applications: significance and clinical value of true 3D measurements and 3D surface reconstructions
Somoskeoy, Szabolcs; Illes, Tamas; Than, Peter
10th Congress of the European Federation of National Associations of Orthopaedics and Traumatology (EFORT), Vienna, Austria, June 3-6, 2009

12. Visualization and evaluation of pre- and post-operative spinal 3D geometry in scoliosis using ultra low-dose radiation 2D/3D imaging: Significance of horizontal plane view based on first-year clinical data
Somoskeoy, Szabolcs; Dubousset, Jean; Illes, Tamas
10th Congress of the European Federation of National Associations of Orthopaedics and Traumatology (EFORT), Vienna, Austria, June 3-6, 2009

13. Scoliosis műtéti korrekció jellemzése a horizontális vetületi síkban sterEOS rekonstrukciós képek és csigolyavektor paraméterek alapján

Illés Tamás, Tunyogi-Csapó Miklós, **Somoskeöy Szabolcs**

Magyar Ortopéd Társaság 52. Kongresszusa, Szolnok, 2009. június 25-27.

14. EOS kétirányú röntgenfelvételek és sterEOS térbeli rekonstrukció klinikai értékelése alsó végtagi ortopéd elváltozásokban

Somoskeöy Szabolcs, Than Péter, Illés Tamás

Magyar Ortopéd Társaság 52. Kongresszusa, Szolnok, 2009. június 25-27.

15. The role of vertebra vector in characterization and quantification of vertebral position and orientation in the Horizontal plane

Illes, Tamas; Dubousset, Jean; **Somoskeoy, Szabolcs**

16th International Meeting on Advanced Spine Techniques (IMAST), Vienna, Austria, July 15-18, 2009

16. A gerincdeformitások 3D megjelenítése: csigolyavektor

Illés Tamás, Tunyogi-Csapó Miklós, **Somoskeöy Szabolcs**

IV. Magyar Biomechanikai Konferencia, Pécs, 2010. május 7-8.

17. EOS 2D/3D: A new era in three-dimensional radiodiagnostics of spinal deformities

Szabolcs Somoskeöy, Miklós Tunyogi-Csapó, Csaba Bogyó, Tamás Illés

8th Central European Orthopedic Congress (CEOC), Pécs, Hungary, June 16-17, 2010

18. Frontal and sagittal plane angulation measurements based on vertebra vectors

Szabolcs Somoskeöy, Miklós Tunyogi-Csapó, Csaba Bogyó, Tamás Illés

8th Central European Orthopedic Congress (CEOC), Pécs, Hungary, June 16-17, 2010

19. The role of vertebra vectors in characterization and quantification of vertebral position and orientation in the horizontal plane

Tamás Illés, Miklós Tunyogi-Csapó, **Szabolcs Somoskeöy**

8th Central European Orthopedic Congress (CEOC), Pécs, Hungary, June 16-17, 2010

20. A scolioticus gerinc 3D megjelenítése és jellemzése csigolyavektorok használatával: előzetes klinikai tanulmány

Illés Tamás, Tunyogi-Csapó Miklós, **Somoskeöy Szabolcs**, Bogyó Csaba

A Magyar Ortopéd Társaság és a Magyar Traumatológus Társaság 2010. évi Közös Kongresszusa, Pécs, 2010. június 17-19.

21. A congenitalis gerinc deformitások kezelésével szerzett tapasztalataink

Bogyó Csaba, Tunyogi-Csapó Miklós, **Somoskeöy Szabolcs**, Illés Tamás

A Magyar Ortopéd Társaság és a Magyar Traumatológus Társaság 2010. évi Közös Kongresszusa, Pécs, 2010. június 17-19.

22. Early-onset scoliosis és kezelési eredményei

Bogyó Csaba, Tunyogi-Csapó Miklós, **Somoskeöy Szabolcs**, Illés Tamás

A Magyar Ortopéd Társaság és a Magyar Traumatológus Társaság 2010. évi Közös Kongresszusa, Pécs, 2010. június 17-19.

23. Frontal and sagittal plane angulation measurements based on vertebra vectors

Miklós Tunyogi-Csapó, **Szabolcs Somoskeöy**, Tamás Illés

17th International Meeting on Advanced Spine Techniques (IMAST), Toronto, Canada, July 21-24, 2010

24. Comparative validation of 3D spinal curvature data based on measurement methods using vertebra vectors versus conventional methods

Szabolcs Somoskeöy, Tamás Illés, Miklós Tunyogi-Csapó

Global Spine Congress, Barcelona, Spain, March 23-26, 2011

25. Three-dimensional visualization and complete characterization of the spinal column by vertebra vectors for pre- and postoperative evaluation of scoliosis – Significance of lateral ejection of the apical vertebra

Szabolcs Somoskeöy, Tamás Illés, Miklós Tunyogi-Csapó

Global Spine Congress, Barcelona, Spain, March 23-26, 2011

26. Significance of vertebral lateral ejection versus axial rotation in pre- and postoperative evaluation of adolescent idiopathic scoliosis - a vertebra vector study
Szabolcs Somoskeöy, Miklós Tunyogi-Csapó, Tamás Illés
31st Annual Meeting of the European Paediatric Orthopaedic Society (EPOS), Helsinki, Finland, April 18-21, 2012

27. EOS 2D/3D képalkotás alkalmazási lehetőségei az alsó végtagon
Szuper Kinga, **Somoskeöy Szabolcs**, Illés Tamás, Than Péter
Magyar Ortopéd Társaság 55. Kongresszusa, Győr, 2012. június 14-16.

28. A medenceparaméterek pozíciófüggő értékelése EOS képalkotás segítségével
Burkus Máté, Szuper Kinga, **Somoskeöy Szabolcs**, Tunyogi-Csapó Miklós
A Magyar Ortopéd Társaság és a Magyar Traumatológus Társaság 2013. évi Közös Kongresszusa, Budapest, 2013. június 27-29.

29. EOS 2D/3D examination of the proximal femur and pelvis in 508 children and adolescents
Schlégl Á, **Somoskeöy Sz**, Szuper K, Than P
10th Central European Orthopedic Congress (CEOC), Split, Croatia May 8-11, 2014

30. A csípőizület anatómiai paramétereinek 3D vizsgálata gyermekkorban
Schlégl Ádám Tibor, Szuper Kinga, **Somoskeöy Szabolcs**, Than Péter
A Magyar Ortopéd Társaság és a Magyar Traumatológus Társaság 2014. évi Közös Kongresszusa, Szeged, 2014. június 22-24.

31. Femur és tibia diaphysis törtések műtétet követő vizsgálata EOS 2D/3D röntgen készülékkel
Szuper Kinga, Schlégl Ádám Tibor, **Somoskeöy Szabolcs**, Dömse Eszter, Wiegand Norbert, Than Péter
A Magyar Ortopéd Társaság és a Magyar Traumatológus Társaság 2014. évi Közös Kongresszusa, Szeged, 2014. június 22-24.

32. The examination of the knee joints alignment in children
Schlégl ÁT, Szuper K, **Somoskeöy Sz**, Than P
HMAA Summer Conference, Balatonfüred, August 22-23, 2014

33. The 3D examination of lower limb alignment in 806 children, adolescents and young adults

Schlégl Á, Szuper K, **Somoskeöy Sz**, Than P

16th Congress of the European Federation of National Associations of Orthopaedics and Traumatology (EFORT), Prague, Czech Republic, May 27-29 2015

34. Az alsó végtag tengelyállásának 3D vizsgálata gyermekkorban

Szuper Kinga, Schlégl Ádám Tibor, **Somoskeöy Szabolcs**, Than Péter

A Magyar Ortopéd Társaság és a Magyar Traumatológus Társaság 2015. évi Közös Kongresszusa, Szombathely-Sárvár, 2015. június 11-13.

IV. MELLÉKLET: AZ ÉRTEKEZÉS TÉMÁJÁVAL KAPCSOLATOS SZABADALOM

A Method And A System For Multi-Dimensional Visualization Of The Spinal Column By Vertebra Vectors, Sacrum Vector, Sacrum Plateau Vector And Pelvis Vectors

Illés T, **Somoskeöy S**

US Patent 8,885,899 B2 (2014)

patents pending WO/2011/092531 A1 (2011); CA27884545 A1 (2011); EP2528504 (2011)

V. MELLÉKLET: AZ ÉRTEKEZÉS TÉMÁJÁBAN ELNYERT DÍJ

Best Poster Award

13th International ArgoSpine Symposium, Paris, France, January 29-30, 2009

Visualization and Evaluation of Spinal 3D Geometry in Scoliosis Using EOS 2D/3D Imaging: First-Year Clinical Data Prove Significance of the Horizontal Plane View

Somoskeoy S, Dubousset J, Illes T