

Doktori (PhD) értekezés

Az alsó végtag anatómiai és biomechanikai paramétereinek 3D rekonstrukció alapú vizsgálata gyermek-, serdülő- és fiatal felnőtkorban

Dr. Schlégl Ádám Tibor

Pécsi Tudományegyetem Klinikai Központ Ortopédiai Klinika

Prof. Dr. Than Péter

témavezető

Mozgásszervi Klinikai Tudományok programvezető

Prof. Dr. Kovács L. Gábor

Klinikai Orvostudományok Doktori Iskola vezető



**Pécsi Tudományegyetem
Általános Orvostudományi Kar**

Pécs

2016

Tartalomjegyzék

Tartalomjegyzék.....	1
Rövidítésjegyzék.....	3
I. Bevezetés	5
I.1. Az alsó végtag anatómiai és biomechanikai paramétereinek jelentősége	5
I.1.1. Jelentősége az alapkutatásban.....	5
I.1.2. Jelentősége az ortopédiai gyakorlatban.....	5
I.1.3. Az anatómiai és biomechanikai paraméterek eltérései, mint kórjelző tünetek.....	6
I.2. Az alsó végtag anatómiai és biomechanikai paramétereinek mérési lehetőségei	6
I.2.1. Az alsó végtag longitudinális paramétereinek mérési lehetőségei	6
I.2.2. A proximális femurvég anatómiai paramétereinek mérési lehetőségei	7
I.2.3. Az alsó végtag tengelyállásának mérési lehetőségei.....	8
I.2.4. Az alsó végtag torziós és rotációs paramétereinek mérési lehetőségei	9
I.3. Az alsó végtag anatómiai és biomechanikai paraméterei az irodalomban	9
I.3.1. Az alsó végtag longitudinális paraméterei az irodalomban.....	9
I.3.2. A proximális femurvég anatómiai paraméterei az irodalomban.....	10
I.3.3. Az alsó végtag tengelyállása az irodalomban	11
I.3.4. Az alsó végtag torziós paraméterei az irodalomban	13
I.4. Célkitűzés	14
II. Vizsgált populáció és módszer	15
II.1. Az EOS 2D/3D technológia.....	15
II.1.1. Az EOS készülék működése.....	16
II.1.2. Az EOS 2D/3D készülék sugárterhelése	17
II.1.3. A SterEOS rekonstrukciós szoftvercsomag	18
II.1.4. A módszer megbízhatósága.....	20
II.1.4.1. Az EOS 2D/3D rendszer megbízhatósági vizsgálata	20
II.1.5. Mért paraméterek	20
II.2. A vizsgált populáció.....	24
II.3. Az alkalmazott statisztikai vizsgálóeljárások.....	27
III. Eredmények.....	28
III.1. Az EOS 2D/3D módszer megbízhatósági vizsgálata	28
III.2. Az alsó végtag paramétereinek valamint a naptári kor összefüggésének vizsgálata	29

III.2.1. Korrelációs vizsgálat	29
III.2.2. Varianciaanalízis	30
III.3. Nemi különbségek vizsgálata	30
III.4. Az alsó végtag anatómia és biomechanikai paramétereinek változása	31
III.4.1. Longitudinális paraméterek.....	31
III.4.2. Proximális femurvég anatómiai paraméterei.....	35
III.4.3. Az alsó végtag tengelyállása	39
III.4.3.1. Az alsó végtag tengelyállását meghatározó paraméterek összefüggései	43
III.4.4. Az alsó végtag torziós és rotációs paraméterei	44
IV. Megbeszélés	48
IV.1. Az EOS 2D/3D módszer alkalmazhatósága a korcsoportban	48
IV.2. Az alsó végtag paramétereinek valamint a naptári kor összefüggésének vizsgálata	49
IV.3. Nemi különbségek vizsgálata.....	49
IV.4. Az alsó végtag anatómia és biomechanikai paramétereinek változása	50
IV.4.1. Longitudinális paraméterek.....	50
III.4.2. Proximális femurvég anatómia paraméterei.....	51
III.4.3. Az alsó végtag tengelyállása	51
III.4.4. Az alsó végtag torziós és rotációs paraméterei	53
IV.9. Vizsgálatunk korlátai	54
V. Következtetések.....	55
Összefoglalás	56
Az értekezés új eredményei és megállapításai	56
Irodalomjegyzék	58
Mellékletek	67
1. Melléklet A SterEOS full 3D rekonstrukció	67
2. Melléklet Az ajánlott referenciatartományok	68
A dolgozat alapjául szolgáló publikációk	72
Előadás nemzetközi konferencián:	73
Előadás hazai konferencián	74
Póster nemzetközi konferencián.....	75
Támogató	76

Rövidítésjegyzék

aTFA – anatomical tibiofemoral angle (anatómiai tibiofemoralis szög),

AP – anteroposterior,

AV – alsó végtag,

CD szög – collodiaphysealis szög,

CÉ – (femur) condylus érintő,

CT (ábrán) – condylus tangencionális,

CT – computed tomography (komputertomográfia),

DAP – dose-area product (dózis-terület szorzat),

FAT – femur anatómiai tengely,

FE – femoralis eltoltság,

FFÁ – femurfej átmérő,

FM-FS – femoral mechanical axis-femoral shaft axis angle (femur mechanikai tengely-anatómiai tengely szög),

FMSz – femur mechanikai szöge,

FMT – femur mechanikai tengely,

FT – femoralis torzió,

FTR – femorotibialis rotáció,

HKA – hip-knee-ankle angle (csípő-térd-boka szög),

HKS – hip-knee shift (csípő-térd eltolódás),

ICD – intercondylar distance (condylusok közti távolság),

IMD – intermalleolar distance (malleolusok közti távolság),

JLCA – joint line convergence angle (ízületi konvergencia szög),

LAT – laterális,

Mech. – mechanikai,

mLDFA – mechanical lateral distal femoral angle (mechanikai laterális disztális femur szög),

mMDFA – mechanical medial distal femoral angle (mechanikai mediális disztális femur szög),

MPTA – medial proximal tibial angle (mediális proximális tibia szög),

MRI – magnetic resonance imaging (mágneses rezonancia képalkotás),

mTFA – mechanical tibiofemoral angle (mechanikai tibiofemoralis szög),

NyH – (femur) nyak hossz,

NyT – (femur) nyak tengely,
OS/Obsz – obszerver,
PÉ – (tibia) plató érintő,
PT – (tibia) plató tangencionális,
S.D. – standard deviáció,
sTFA – sagittal tibiofemoral angle (szagittális tibiofemoralis szög),
Tart. – tartomány,
TM – transmalleolar tengely,
TMSz – tibia mechanikai szöge,
TMT – tibia mechanikai tengely,
TT – terhelési tengely,
TT – tibialis torzió,
UH – ultrahang,
VT – végtag tengely.

I. Bevezetés

A születést követően a testmagasság közel 3,5-szeresére, a testtömeg 20-szorosára nő, és a testrészek egymáshoz viszonyított aránya is megváltozik [1]. Ezekhez a változásokhoz szervezetünk részben a csontok longitudinális és volumetrikus paramétereinek növelésével, részben a csont alakjának változtatásával alkalmazkodik.

Az alkalmazkodási folyamat bármilyen kisiklása ortopédiai eltérésekhez vezethet, így vizsgálata alapkutatási jelentőségén kívül a klinikai gyakorlatban is komoly horderővel bír. A kialakuló deformitások, de még a normális változások is, sokszor ijesztő képet adnak a szülő számára, így az ortopédiai ambulancián gyakran találkozhatunk ezzel kapcsolatos panasszal.

I.1. Az alsó végtag anatómiai és biomechanikai paramétereinek jelentősége

I.1.1. Jelentősége az alapkutatásban

Az alsó végtag kényes biomechanikai egyensúlyának kibillenése ortopédiai betegségek széles skálájához vezethet. Éppen ezért az alsó végtag anatómiai és biomechanikai tulajdonságainak vizsgálata nélkülözhetetlen a normál referenciatartományok kialakításához és a károsodási mechanizmusok megértéséhez. Segítségével a patológiás állapotok könnyebben felismerhetővé és sikeresebben kezelhetővé válhatnak. A kezelési protokollok kialakítása, a helyreállító műtétek tervezése, a protézisek és fixateurök fejlesztése stb. sokkal eredményesebb lehet [2, 3].

I.1.2. Jelentősége az ortopédiai gyakorlatban

Már a legkisebb mechanikai tengelyt érintő eltérés is prearthrotikus állapotnak tekinthető, hiszen megbontja az ízületi felszínek egyenletes terhelését. Az alsó végtag tengelyállásnak gyermekkori eltérése a gonarthrosis felnőttkori kialakulásának esélyét ötszörösére emeli, progresszióját többszörösére gyorsítja [4-6]. A collodiaphysealis szög (a femurnyak tengelye és a femur proximális diaphysise által bezárt szög) eltérése, a femoralis torzió (a femurnyak tengelye és a hátsó bicondylaris tengely által bezárt szög) kilengése és a végtaghossz különbség pedig a coxarthrosis független rizikótényezőinek tekinthető [7-9].

Az alsó végtag anatómia és biomechanikai paramétereinek változása és aktuális értéke függ egyaránt a rassztól, a kortól, a nemtől és a gyermek biológiai érettségétől, így a normál tartományok meghatározása nehézkes, nagy elemszámú és populáció specifikus vizsgálatot igényel. Ezek az adatok azonban nélkülözhetetlenek a klinikai gyakorlat számára, hiszen ez alapján lehetséges a beavatkozás szükségességének és radikalitásának megítélése, valamint az esetleges korrekció mértékének meghatározása.

I.1.3. Az anatómiai és biomechanikai paraméterek eltérései, mint kórjelző tünetek

Az alsó végtag anatómiai és biomechanikai paramétereinek eltérései legtöbbször ismeretlen eredetűek, azonban sok betegség esetén az első kórjelzők lehetnek.

A térd frontális síkú tengelyeltérése hívhatja fel a figyelmet rachitisre, foszfát diabetesre, renalis osteodistrophiára, Marfan-szindrómára, Blount-betegségre, Ollier-betegségre, spina bifidára, achondroplasiára, osteogenesis imperfectára, illetve metaphysealis chondrodysplasiára.

A térd szagittális síkú tengelyeltérései Ehlers-Danlos-szindróma, Larsen-szindróma és enyhe infantilis cerebralis paresis kórjelzői lehetnek.

Az alsó végtag torziós deformitásai spina bifidára, Blount-betegségre, tibia hypoplasiára vagy fibula aplasiára hívhatják fel a figyelmet [10].

A proximális femurvég eltérései lehetnek az első jelei epiphyseolysis capitis femorisnak, achondroplasiának, rachitisnek, osteomalaciának, a femurnyakban elhelyezkedő aktív juvenilis csontcisztának, dysplasia fibrosának és Paget-kórnak [11].

I.2. Az alsó végtag anatómiai és biomechanikai paramétereinek mérési lehetőségei

I.2.1. Az alsó végtag longitudinális paramétereinek mérési lehetőségei

Fizikális vizsgálat során a végtagok úgynevezett valódi hosszát - megegyezés alapján - a jól tapintható csontrészek közötti távolsággal mérjük. Lehetőség szerint a végtagokat kinyújtott helyzetben, ha ez nem lehetséges, akkor mindkét végtagot azonos állapotban vizsgáljuk. Alsó végtag esetében a spina iliaca anterior superior és a malleolus medialis közötti távolság adja a végtag valódi hosszát. Közbeiktatott pontként a patellát vagy a femur medialis epicondylusát használhatjuk.

A funkcionális rövidülés megállapítására a terhelt végtag (álló helyzet) alá magasításokat teszünk, amíg a beteg mindkét végtagot egyenlően terhelve azonos hosszúságúnak nem érzi [11].

A végtaghossz radiológiai mérésére 3 módszer terjedt el a klinikai gyakorlatban. Az orthoröntgenogram technikánál egy teljes alsó végtag felvételt készítünk. Előnye az egyszeri besugárzás, azonban a módszer nem mentes a látószög elhajlásból adódó torzulástól. A scanogram módszer esetén 3 felvétel készül: egy a csípőről, egy a térdről, valamint egy harmadik a bokáról. Előnye, hogy csökkenti a torzulásból adódó bizonytalanságot, viszont idő- és költségigényes, valamint nagyobb sugárterheléssel jár. Harmadik módszerként meg kell említeni a computerizált digitális radiographiai eljárásokat, melyek minimalizálják az ionizáló sugárzás mértékét és csökkentik a matematikai hibát. Hagyományos CT, MRI és 3D UH módszerek egyaránt használatban vannak, de idő- és költségigényük, valamint - hagyományos CT esetén - sugárterhelésük miatt csak olyan esetekben használatosak, ahol súlyos flexiós vagy torziós eltérés akadályozná a végtaghossz megítélését hagyományos röntgeneljárásokkal. A módszerekben közös, hogy a lábat nem veszik figyelembe és a mérés alapja a csontok meghatározott pontjai közötti távolság. Abban a mai napig nem alakult ki konszenzus, hogy melyek a legmegfelelőbb csontmarkerek, így a különböző mérési módszerek miatt a tanulmányok eredményeinek összehasonlítása nehézkes [11, 12].

I.2.2. A proximális femurvég anatómiai paramétereinek mérési lehetőségei

A proximális femurvég anatómiai paramétereinek megítélése – a vizsgált csontrészeket körülvevő izom és kötőszövetes köpeny vastagsága miatt – fizikális eljárásokkal nehéz, így elsősorban radiológiai módszerekkel történik.

Az anatómiai viszonyok megítélésére a hagyományos AP röntgenfelvétel valamint a Lauenstein-felvétel a legelterjedtebb. Azonban ezek a planimetriás röntgenfelvételek a femur torziója miatt jelentős bizonytalanságot hordoznak magukban, pontos megítélésükre 3D-s mérést lehetővé tevő eljárásra lenne szükség [13].

A sugárterhelés kiküszöbölésére csecsemőkorban a csípőízület ultrahangos vizsgálata van használatban. CT és MRI vizsgálat szintén alkalmas eljárás, de a korábban már leírtak miatt ezek nem terjedtek el a mindennapi gyakorlatban [11].

I.2.3. Az alsó végtag tengelyállásának mérési lehetőségei

Az alsó végtag tengelyállásának megítélésére mind fizikális vizsgálati, mind képalkotó eljárások használatban vannak. A mindennapi klinikumban a fizikális vizsgálati módszerek a legelterjedtebbek, de pontossági korlátjukat nem szabad figyelmen kívül hagyni. A széles körben alkalmazott goniométeres mérés Kraus és mtsai. szerint viszonylagos pontossága révén a sugárterheléssel járó radiológiai eljárások helyettesítésére is alkalmas lehet [14]. Elterjedt módszer még a femur medialis epicondylusai, illetve a medialis malleolusok közötti távolság mérése. Néhány tanulmányban a méréseket fényképes feldolgozással egészítették ki, mint Engel és mtsai. [15].

A képalkotó eljárások esetén a pontos megítélést egyedül a terhelt teljes alsó végtag leképezése teszi lehetővé. A rövid térdfelvétel esetén a mechanikai tengely nem ítéltető meg, valamint olyan eltérések, mint a proximális coxa vara vagy a disztális tibia vara rejtve maradhatnak [14, 16-19]. Brouwer és mtsai. mérése szerint átlagosan 2° különbség figyelhető meg a mechanikai tibiofemoralis szög tekintetében a terhelés nélküli, nyújtott, illetve az álló felvétel között [20]. Teljes alsó végtag felvételnél is kritikus pont a beteg pozicionálása, hiszen a helytelen beállítás súlyosabb mérési hibákhoz vezethet, legyen az rotációs vagy flexiós eltérés [21-24]. Hunt és mtsai. tanulmánya rámutatott, hogy a 15° -al berotált és 15° -al kirotált helyzetben mért alsó végtagi mechanikai tengely között $3,6^\circ$ -os, míg a mechanikai tengely eltolódásánál 13 mm-es különbség is felléphet [25]. Swanson és mtsai. arra is felhívják a figyelmet, hogy ez az eltérés tengelydeformitással rendelkező betegeknél még jelentősebb lehet [26]. Az is befolyásolhatja az eredményt, hogy a tengelyek meghatározásánál a csont mekkora részét vesszük figyelembe, vagy milyen módszert alkalmazunk [27, 28]. A klinikai gyakorlatban elterjedt „patella előre”, valamint poszterior condylus módszer is sok hibát rejt magában, hiszen a patella malpozíciója és a condylus aszimmetria is gyakori eltérés [29, 30]. A pozíció standardizálásra több framet is kidolgoztak, de ezek időigényes és bonyolult voltak miatt nem terjedtek el a klinikumban [22, 24]. Takahashi és mtsai., valamint Prakash és mtsai. is publikáltak számítógép-asszisztált módszert az anatómiai tibiofemoralis szög (a femur és tibia anatómia tengelye által bezárt szög) mérésére hagyományos röntgenfelvételen [17, 18]. CT és MRI vizsgálat szintén alkalmas eljárás, de a korábban már leírtak miatt ezek nem terjedtek el a napi gyakorlatban.

I.2.4. Az alsó végtag torziós és rotációs paramétereinek mérési lehetőségei

A leggyakrabban alkalmazott fizikális vizsgálati módszer a femoralis torzió megállapítására a Craig által leírt csípőforgatási teszt. Ennek során a hason fekvő beteg 90°-ban behajlított lábszárát forgatjuk be, illetve kifelé miközben másik kezünket a nagytomporon tartjuk. Azt az állást keressük, ahol a nagytompor a leginkább lateralizált, mivel ekkor merőleges a medencére. Ebben a helyzetben megmérjük a lábszár függőlegessel bezárt szögét, ami megadja - kb. 4°-os hibahatáron belül - a femoralis torzió mértékét [31].

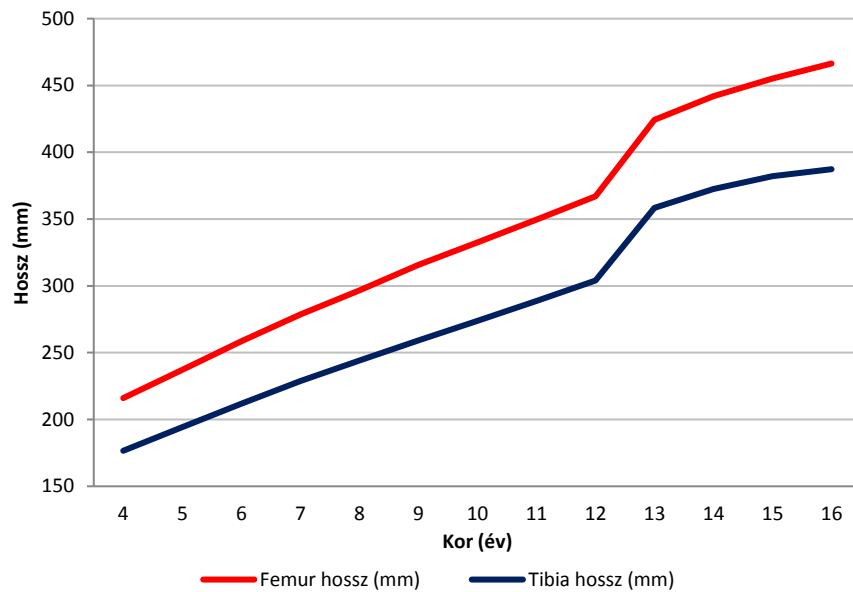
A tibialis torzió (a tibiacondylusok érintője és a transmalleolaris tengely által bezárt szög) meghatározása és megfelelő vizsgálati módszere is vita tárgyát képezi. Megállapítására mind a tight-foot angle teszt, a transmalleolar angle teszt, a footprint eljárás és a second-toe teszt használatban van [32-35]. Lee és mtsai. tanulmánya szerint a transmalleolar angle teszt a legpontosabb és leghitelesebb [36]. Ennek során a hason fekvő beteg térdét 90°-os flexióba hozzuk, majd megmérjük a malleolusokon áthaladó tengely és a comb hossz tengelye által bezárt szöget, mely jó megközelítéssel a tibialis torziónak felel meg.

A rotációs profil radiológiai megállapítására – annak 3D jellege miatt - hagyományos röntgenfelvételek nem alkalmasak. Mérésük CT, MR és 3D UH eljárások segítségével lehetséges, de ezek - korábban már említett hátrányaik miatt - mindennapi klinikai alkalmazásra nem megfelelőek. Sanfridsson és mtsai. leírtak egy összetett eljárást, amiben QUESTOR Precision Radiography segítségével a femoralis és tibialis, valamint a femorotibialis rotáció leírása is lehetséges, azonban a bonyolult és időigényes módszer nem terjedt el a klinikai gyakorlatban [37].

I.3. Az alsó végtag anatómiai és biomechanikai paramétereinek az irodalomban

I.3.1. Az alsó végtag longitudinális paramétereinek az irodalomban

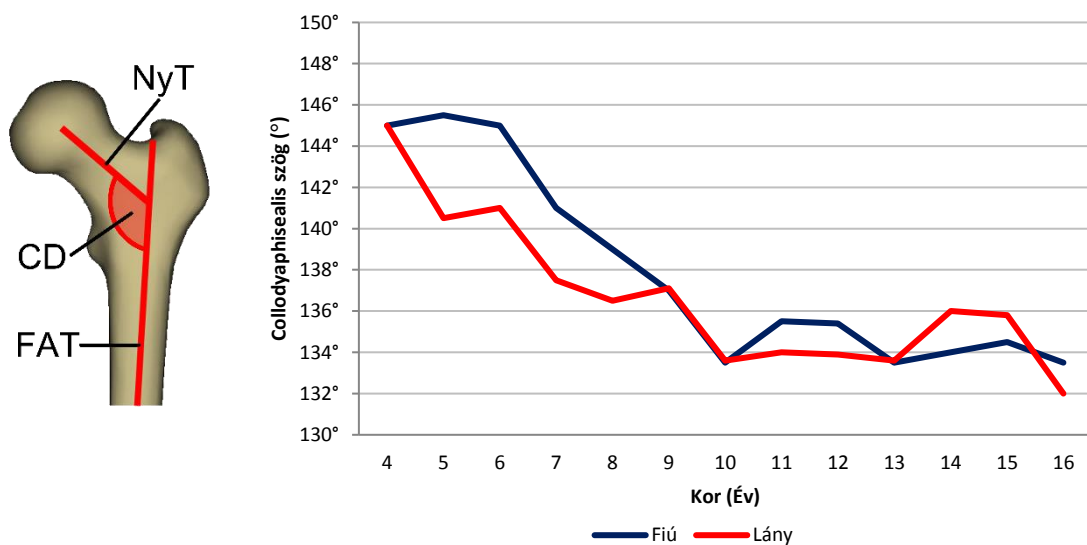
Bár az alsó végtag hosszkülönbségének gazdag irodalma van, a normális longitudinális paramétereikről fellelhető adatok meglehetősen szegényesek, főleg igazságügyi orvostani és antropometriai publikációkra korlátozódnak [38, 39] (1. ábra).



1. ábra Az alsó végtag hosszparaméterei gyermekkorban Feltesman után [38]

I.3.2. A proximális femurvég anatómiai paraméterei az irodalomban

A csípőízület leírására számos paraméter van használatban [40-42]. Alábbiakban azon értékeket tárgyalom, melyekkel kutatásunk során foglalkoztunk. Az adatok kiemelkedő klinikai jelentősége ellenére gyermekkorban a femoralis eltoltság (a femurfej középpontja és a proximális diaphysis tengelyének távolsága), a femurfej átmérő, valamint a femurnyak hossz referenciaértékei nem állnak rendelkezésre. A collodiaphysealis szög gyermekkori változását a 2. ábrán foglaltam össze Birkenmaier és mtsai. után [40].



2. ábra Collodiaphysealis szög az irodalomban

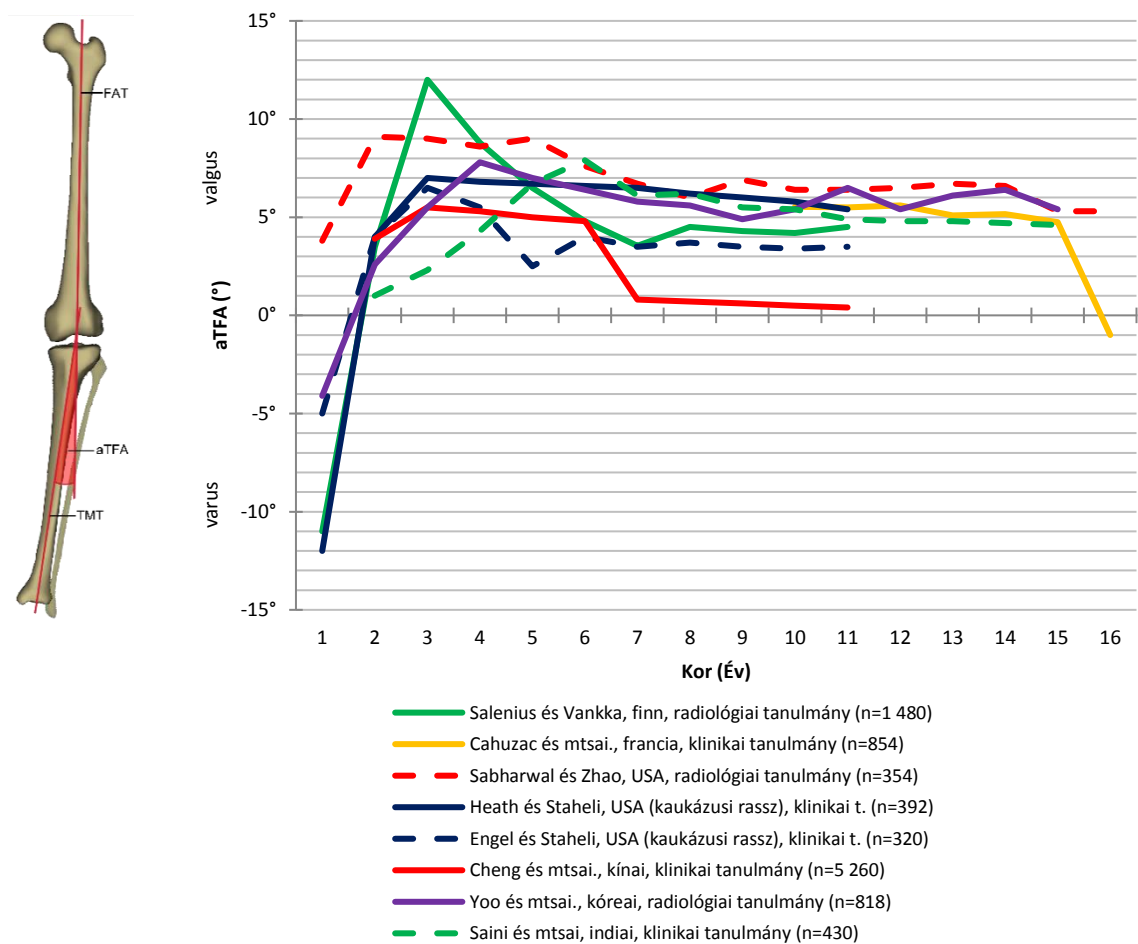
Balra: A collodiaphysealis szög (CD) ábrázolása saját SterEOS 3D rekonstrukció segítségével (FAT – femur anatómiai tengely, NyT – (femur) nyak tengely)

Jobbra: A CD szög értékének változása gyermekkorban Birkenmayer és mtsai. után [40]

I.3.3. Az alsó végtag tengelyállása az irodalomban

Bár az alsó végtag tengelyállását meghatározó legfontosabb paramétereket Chao és mtsai. már 1994-ben összefoglalták, valamint több kezdeményezés is indult a mérési módszerek és a nevezéktan egységesítésére, ezek a mai napig elég komoly varianciát mutatnak az irodalomban, ami megnehezíti az eredmények összehasonlítását [24, 43].

Az alsó végtag tengelyállásának gyermekkori változása számos cikk témáját adta. Ezek nagy része az anatómiai tibiofemorális szöget (a femur és tibia anatómiai tengelye által bezárt szög) vizsgálja, mivel ez goniométeres [44-48], ICD (intercondylar distance) és IMD (intermalleolar distance) mérés [44, 46-50], valamint rövid AP térd felvételek [51-53] segítségével is vizsgálható. A fontosabb adatokat a 3. ábrán foglaltam össze.



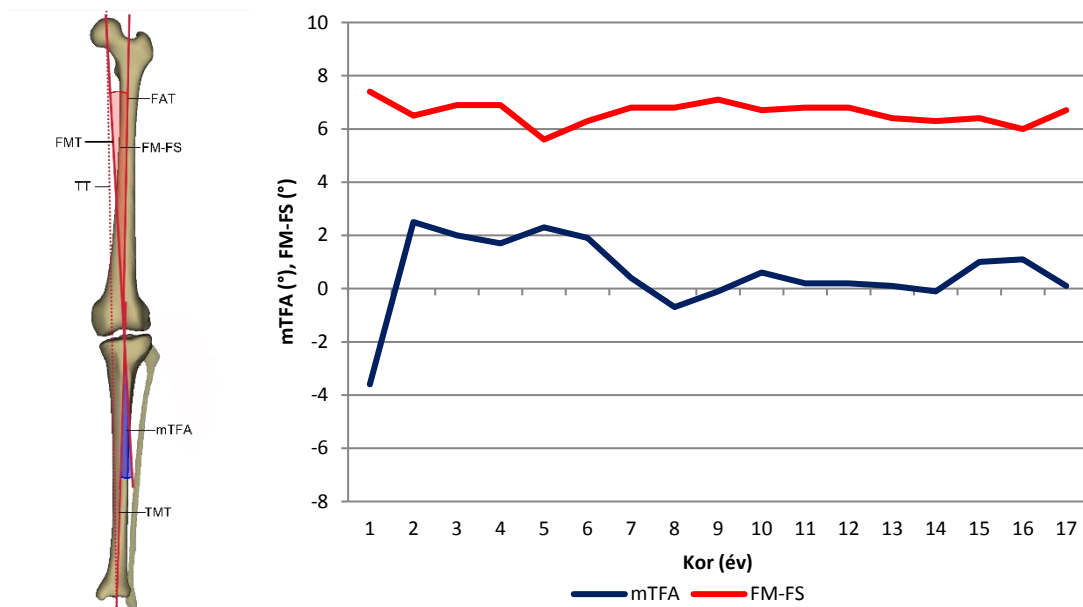
3. ábra Anatómiai tibiofemorális szög az irodalomban

Balra: Az anatómiai tibiofemorális szög (aTFA) ábrázolása saját SterEOS 3D rekonstrukció segítségével (FAT – femur anatómiai tengely, TMT – tibia mechanikai tengely)

Jobbra: Az aTFA változása gyermekkorban – irodalmi adatok összefoglalása [15, 44-47, 51-53]

A mechanikai tibiofemorális szög (a femur és tibia mechanikai tengelye által bezárt szög) és a csípő-térd eltolódás (femur mechanikai és anatómiai tengelye által bezárt szög)

gyermekkori változásának már sokkal szűkebb az irodalmi megjelenése, mivel ezek csak teljes hosszúságú alsó végtag röntgenfelvételen mérhetőek. Tudomásunk szerint gyermekkorban eddig csak Sabharwal és Zhao vizsgálta ezt a paramétert 253 beteg és 354 egészséges 18 év alatti gyermek végtagján [53] (4. ábra).



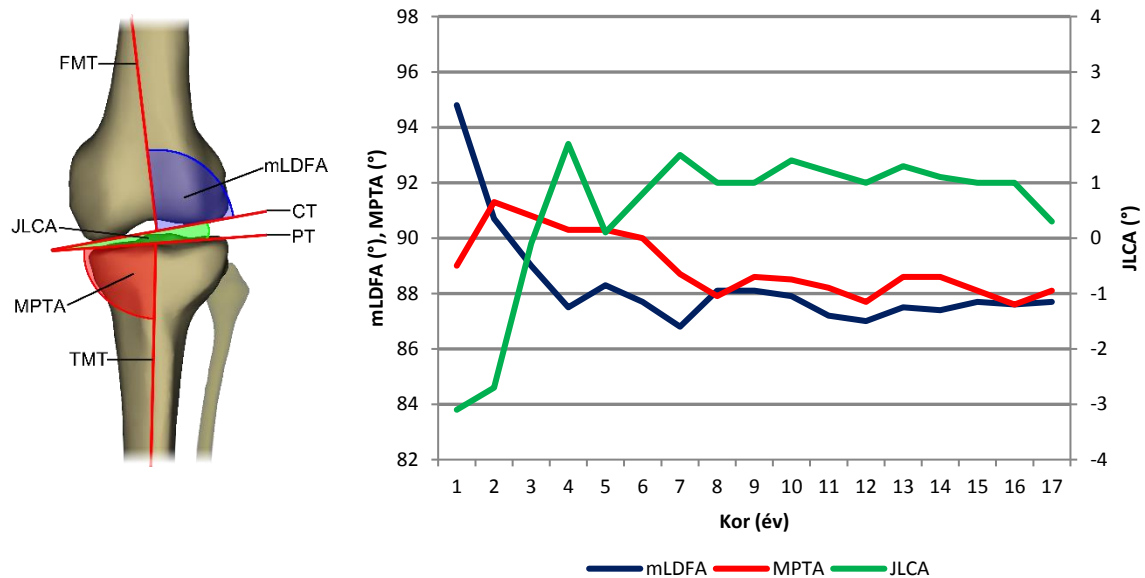
4. ábra Mechanikai tibiofemorális szög és a csípő-térd eltolódás az irodalomban

Balra: A mechanikai tibiofemorális szög (mTFA) és a csípő-térd eltolódás (FM-FS) ábrázolása saját SterEOS 3D rekonstrukció segítségével (TT – terhelési tengely, FMT – femur mechanikai tengely, femur anatómiai tengely, TMT – tibia mechanikai tengely)
 Jobbra: Az mTFA és FM-FS értékeinek változása Sabharwal és Zhao után [53]

Az alsó végtag felnőttkori tengelyállása, annak gonarthrosisban betöltött szerepe miatt, széles körben jelenik meg a nemzetközi irodalomban. Bár az alsó végtag mechanikai tengelyének normál értéke 0° lenne, ez a neutrális helyzet egészséges populációban is viszonylag ritkán jelenik meg. Nagy populáción végzett mérések átlagosan $1-1,5^\circ$ -os varus helyzetet írtak le [16, 27, 54-57]. Az anatómiai tengely normális értékének meghatározása szintén nem egyértelmű. Az átlagosan mért szögérték férfiak esetében 2° , nők esetében 6° valgus pozíció. Regressziós egyenes alapú számítások azonban azt igazolták, hogy neutrális mechanikai tengely 8° -os valgus helyzetnél jönne létre. Az anatómiai és mechanikai tengely közötti $5-7^\circ$ -os különbséget tekinti az irodalom normálisnak [58].

A térd frontális illeszkedési paraméterei elsősorban a térdprotetika számára jelentősek, de a gyermekkori – sokszor akár többszintű – tengelykorrekciós műtétek, valamint fixateur felhelyezések megkövetelik ezeknek a paramétereknek a pontos ismeretét. Ennek ellenére az általunk áttekintett irodalomban csak két közleményt találtunk a témakörben. Popkov és mtsai. az alsó végtag anatómiai tengelyéhez viszonyított illeszkedési paramétereket

vizsgálják, míg Sabharwal és mtsai. (a korábban is említett betegpopuláció felhasználásával) a mechanikai tengelyhez viszonyított változásokat írják le (5. ábra) [59, 60].



5. ábra A térd frontális illeszkedési paraméterei az irodalomban

Balra: A mechanikai laterális disztális femoralis szög (mLDFA), a mediális proximális tibia szög (MPTA) és az ízületi vonal konvergencia szög (JLCA) ábrázolása saját SterEOS 3D rekonstrukción (FMT – femur mechanikai tengely, TMT – tibia mechanikai tengely, CT – condylus tangencionális, PT – plató tangencionális)

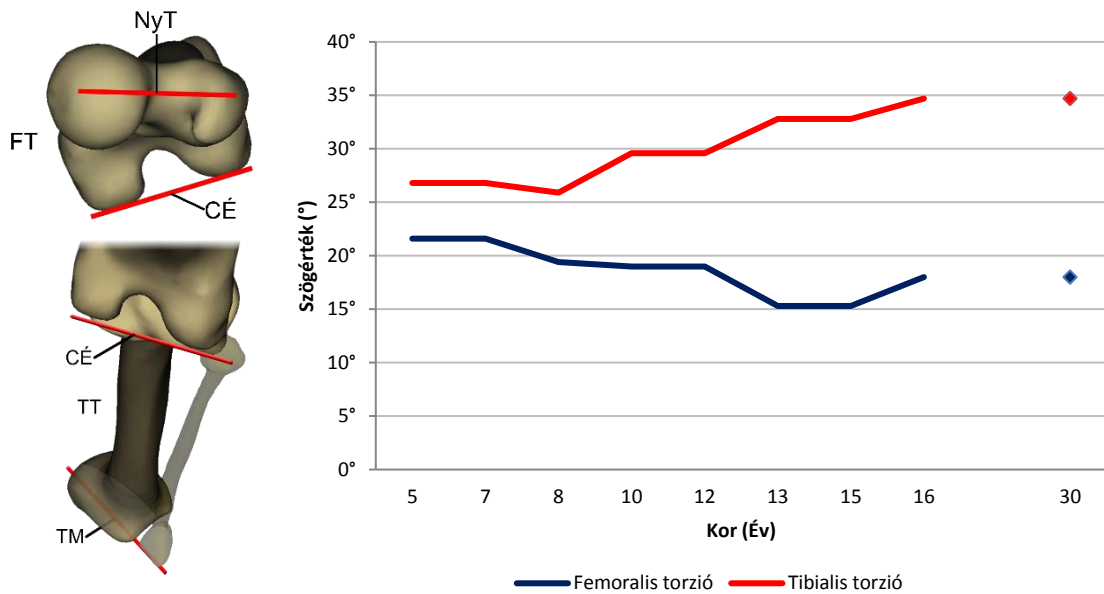
Jobbra: mLDFA, MPTA és JLCA (másodlagos Y tengely) értékeinek ábrázolása Sabharwal és mtsai. után [60]

I.3.4. Az alsó végtag torziós paraméterei az irodalomban

Az alsó végtag torziós értékeinek meghatározására hagyományos röntgenvizsgálat nem alkalmas. A korábbi irodalmi referenciaértékek vagy fizikális vizsgálatra alapulnak (Jacquemier és mtsai., Staheli és mtsai.), melynek pontossága erősen korlátozott, vagy CT vizsgálaton alapulnak (Cordier és mtsai., Fabry és mtsai.), melyek jelentős költségei és sugárterhelése miatt csak kis elemszámmal rendelkeznek [61-64].

Gaumétou és mtsai. a közelmúltban (2014) publikálták 114 fő 6 és 30 év közötti önkéntes femoralis és tibialis torziójának adatait, melyet az általunk is alkalmazott EOS 3D technológia segítségével mértek [65]. Eredményeik a 6. ábrán láthatóak.

A femorotibialis rotáció esetén az általunk áttekintett irodalomban nem találtunk gyermekkori referenciaértéket.



6. ábra Az alsó végtag torziós paramétere az irodalomban

Balra: A femoralis torzió (FT) és tibialis torzió (TT) ábrázolása saját SterEOS 3D rekonstrukció segítségével (NyT – (femur) nyak tengely, CÉ – condylus érintő, TM – transmalleolaris tengely)

Jobbra: A torziós értékek változása gyermekkorban Gaumétou és mtsai. után [65]

I.4. Célkitűzés

A szabad alsó végtag anatómiai és biomechanikai paramétereinek kiemelkedő alapkutató és klinikai jelentősége, valamint a nagy populáción végzett, 3D radiológiai mérésen alapuló vizsgálatok szűkös irodalmi elérhetősége miatt célul tűztük ki

1. a rendelkezésünkre álló EOS 2D/3D módszer alkalmazhatóságának vizsgálatát a 2-24 éves korcsoportban az alsó végtag anatómiai és biomechanikai paramétereinek mérésére;
2. az alsó végtag anatómiai és biomechanikai paramétereinek megállapítását nagy populáción a gyermek, serdülő és fiatal felnőttkorban;
3. nemi különbségek vizsgálatát;
4. populáció specifikus referenciaértékek megadását.

II. Vizsgált populáció és módszer

Klinikánkon 2007 óta rendelkezésünkre áll EOS 2D/3D rendszer, mely a napi klinikai diagnosztika és vizsgálati protokollok szerves részévé vált. Használatba vétele óta 7108 felvétel készült, kizárólag ortopédiai indikációval. Ebből 3473 képen szerepel az általunk vizsgált 24 év alatti populáció. Vizsgálatunk első lépéseként elvégeztük az EOS 2D/3D felvételek alapján készült alsó végtagi 3D rekonstrukciók megbízhatósági tanulmányát. Ezután kiválogattuk és feldolgoztuk a rendelkezésre álló EOS felvételek közül azokat, melyeket alkalmasnak találtunk az egészséges alsó végtagú populáció prezentálására.

II.1. Az EOS 2D/3D technológia

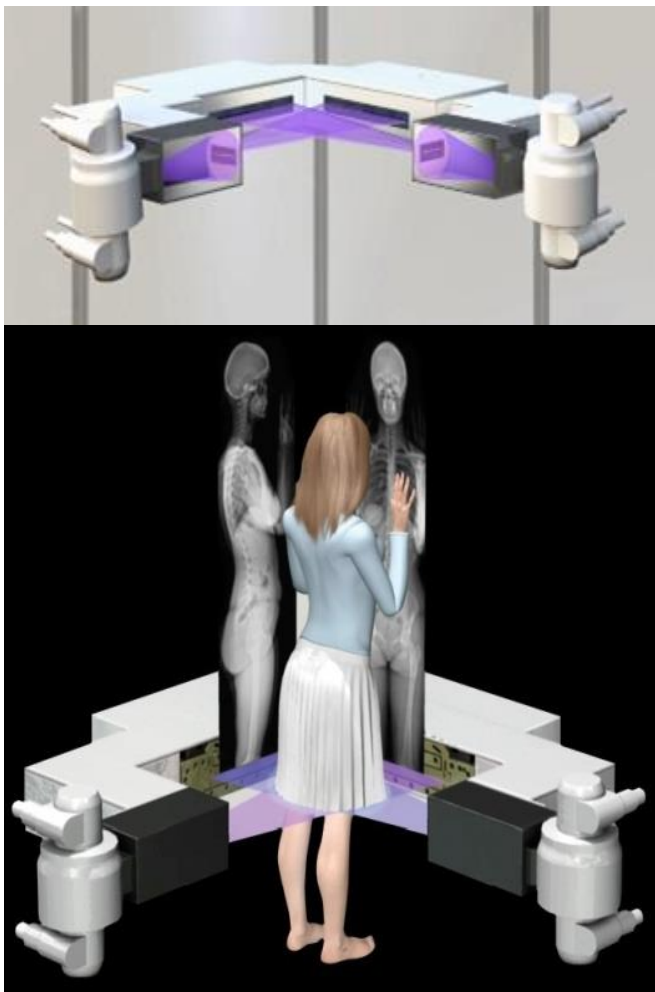
Georges Charpack 1992-ben fizikai Nobel-díjat kapott a sokszálas proporcionális huzalkamra és gázdetektor felfedezéséért. A részecskedetektálás mostanra egyik legelterjedtebb módszere a detektorba becsapódó részecskék ionizáló hatásán alapul. Ha egy speciális gázkeverékbe csapódik be a vizsgált részecske (például röntgenfoton), akkor a részecske energiájával arányos mértékű ionizációt hoz létre. Az így kapott ionokat elektromos térben tovább gyorsítva és ütköztetve újabb ionok hozhatók létre, egyfajta lavina hatásként sokszorozva az elektronok számát. Az így létrejövő elektronnyaláb detektálható elektromos kisüléseket hoz létre a gázdetektorban kifeszített huzalhálózaton (huzalkamra). A detektor már egyetlen röntgenfoton érzékelésére is képes, valamint annak energiáját és pályáját is meg tudja határozni. A technológia segítségével csökkenthető a szükséges sugárdózis, kiszűrhető a diffúz röntgensugárzás, és széles dinamikus tartományú, nagy mélységélességű képek hozhatók létre [66, 67].

A Nobel-díjas felfedezés lehetővé tette, hogy a XXI. század elején Jean Dubousset, a párizsi Saint Vincent de Paul kórház egyik vezető professzora, Wafa Skalli professzor, a Laboratoire de Biomecanique neves fizikusa és a Biospace Med cég (később EOS Imaging) mérnökei segítségével elkészüljön egy új, modern diagnosztikus eszköz, az EOS 2D/3D rendszer (7. ábra). A készüléket elsősorban ortopédiai alkalmazásra tervezték, de kiváló felbontása, gyors képalkotása és további kiemelten előnyös tulajdonságai más klinikai terület számára is hasznossá tehetik [68-70].

II.1.1. Az EOS készülék működése

Az EOS készülék kettő, egymásra merőlegesen elhelyezett röntgenső és a velük szemben elhelyezkedő gázdetektor páros vertikális mozgatása során készít szimultán anteroposterior és laterális felvételeket a teljes testről (8. ábra). A röntgensővek egy C kar mentén 90°-os szögben fixáltak, így azok a függőleges tengelytől eltérő mozgásra nem képesek.

A gázdetektorok nagy érzékenységu részecskepozíció-meghatározást tesznek lehetővé, aminek következtében igen vékony röntgensugárnyalábok alkalmazása is megfelelő leképezést biztosít. Az EOS készülékben elhelyezkedő fiziológiás (álló vagy ülő) helyzetű beteg megfelelő pozicionálása és a testípushoz igazodó, előzetes kalibrálás után történik a teljes test, illetve a tetszés szerint kiválasztott testrész torzításmentes, kétirányú leképezése. A felvétel felnőtt esetében körülbelül 25 másodpercet vesz igénybe. Gyorsasága a mozgási műtermékek elkerülése végett növelhető, ebben az esetben a felbontás csökken [71]. A felvételek standardizált, előre lépett pozícióban (jobb láb előre, 8-10 cm) készülnek (9. ábra).



8. ábra Az EOS készülék működése



7. ábra Az EOS készülék



9. ábra Helyes pozicionálás

II.1.2. Az EOS 2D/3D készülék sugárterhelése

Az EOS technológia kiemelkedő előnye, hogy az ultra-alacsony dóziszú röntgen eljárások (LDX) közé tartozik, hiszen egy átlagos kétirányú teljes test felvétel csupán 0,30 mGy sugárterhelést jelent egy felnőtt számára [72]. Az adott bőrfelületre jutó átlagos dózisokat, valamint ezek összehasonlítását a hagyományos röntgenkészülékekkel az 1. táblázatban foglaltam össze Obeid és Illés után [73].

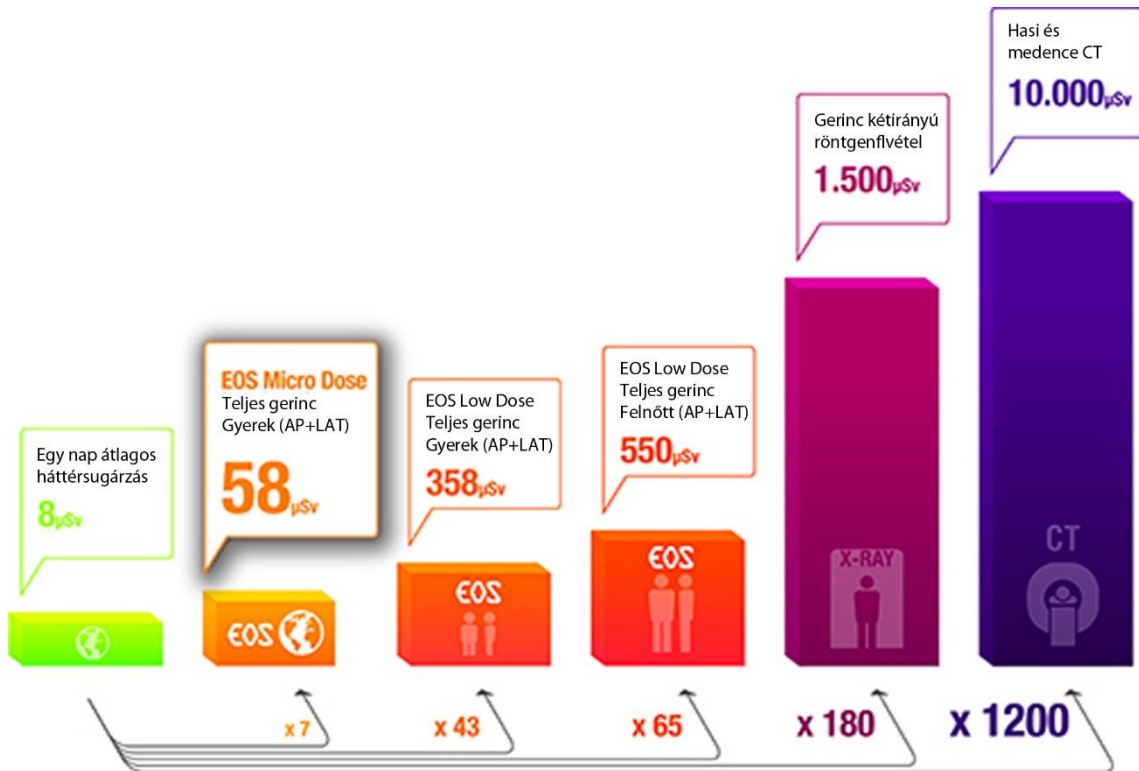
Régió	EOS (μGy)	Hagyományos röntgen (μGy)	Arány
Nyakszirt	201,7	586,4	2,9
Hát középső területe	176,7	1043	5,9
Vállcsúcs	271,6	2384,3	8,8
Az emlő külső oldala	110	830	7,6
Spina iliaca anterior superior	160	1471,2	9,2
Csípőtaraj disztális része	113,6	732,3	6,5

1. táblázat Az EOS készülék sugárterhelése hagyományos röntgenkészülékkel összevetve Obeid és Illés után [73]

Az alacsony sugárterhelés kiemelt jelentősége gyermekortopédiában van, hiszen alkalmassá teszi rendszeres, ismételt kontrollvizsgálatokra is. Deschênes és mtsai. összehasonlították egy hagyományos röntgenkészülék (Fuji FCR 7501S) és az EOS készülék sugárdózisát és képminőségét. Vizsgálatuk során arra jutottak, hogy az EOS készülék annak ellenére is jobb minőségű képek készítésére alkalmas, hogy átlagosan 6-9-szer alacsonyabb sugárdózissal dolgozik [72]. Damet és mtsai. mérése szerint egy EOS rendszerrel készült kétirányú teljes gerinc felvétel felnőttél csupán 290 μSv , gyermeknél 200 μSv terheléssel kivitelezhető volt, miközben a képminőség a hagyományos felvételekkel legalább egyértékű volt [74]. Ha ezt azzal is kiegészítjük, hogy az EOS készülékkel készített képek 3D rekonstrukcióra is alkalmasak, egyértelművé válik a rendszer előnye a hagyományos röntgenkészülékkel szemben. Egy hasonló 3D modellezésre alkalmas CT felvétel sugárdózisa a 25-30-szoros értéktől akár 800-1000-szeres értékig is változhat (készüléktől és vizsgálati protokolltól függően) [75-77].

Faria és mtsai. számítása szerint egy EOS készülékkel készült felvétel során szenvedett sugárzás 0,05 nappal csökkenti várhatóan egészségben töltött életkort, míg egy hagyományos röntgenfelvétel 0,4 nappal, igaz, egy EOS felvétel elkészítése sokkal költségesebb [78].

A közelmúltban került forgalomba a rendszer továbbfejlesztett változata, az EOS Micro Dose System, mely tovább csökkenti a sugárzást, így egy AP és oldalirányú teljes gerinc felvétel egy gyermeknél akár 58 μSv terheléssel is kivitelezhető (10. ábra) [79].



10. ábra Az EOS Micro és Low Dose rendszer sugárterhelése (AP-anteroposztérior, LAT-laterális) [79]

Az általunk felhasznált felvételek technikai adatait a 2. táblázatban foglaltam össze.

	Expozíciós idő (s)	Feszültség (kV)	Áramerősség (mA)	DAP (mGy*cm ²)
AP	16,48±2,07	94,05±8,07	192,44±30,75	630,10±206,13
LAT	18,05±3,15	108,14±10,32	224,34±40,09	1067,00±200,34

2. táblázat Az EOS felvételek technikai adatai
(AP-anteroposztérior, LAT-laterális, DAP-dose area product)
Az értékeket átlag ± standard deviáció formában ábrázoltam.

II.1.3. A SterEOS rekonstrukciós szoftvercsomag

Az elkészült kép az EOS munkaállomásról a közös radiológia szerverre (PACS) kerül. A SterEOS munkaállomás vagy közvetlenül az EOS munkaállomástól vagy a radiológiai szerverről kapja a felvételeket, majd a SterEOS programcsomag (verzió: 1.4.4.5297, EOS Imaging, Párizs, Franciaország) segítségével kezdjük meg az utómunkálatokat.

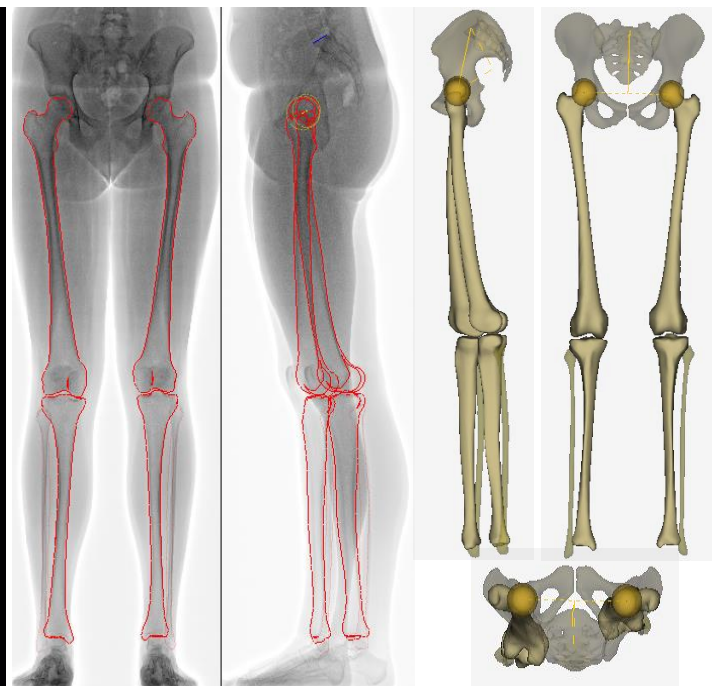
A SterEOS rekonstrukciós szoftvercsomag két részből áll. A SterEOS 2D program a felvételek megjelenítésére, a vetületi képek alapján mérhető paraméterek vizsgálatára alkalmas. A SterEOS 3D szoftver teszi lehetővé a 3D rekonstrukciót.

A program először normális és scolioticus gerinc modellezésére volt alkalmas, azonban a folyamatos fejlesztések lehetővé tették a medence, az alsó végtag, valamint csípőprotézis implantátumok rekonstrukcióját is (11. ábra) [21, 68, 80-85].

A rekonstrukció során egy univerzális modell kitüntetett pontjait kell az AP és oldalirányú felvételhez igazítani. A modellt a szoftver fejlesztésekor egy nagyszámú kontrollon végzett vizsgálat eredményeként végeelem-modell segítségével hozták létre, így a szoftver nem alkalmas törések, kinövések, tumorok és növekedési porcok vizualizálására, azonban műtéti tervezésre kiváló, hiszen a modell változtatásával előre szimulálhatjuk a műtét utáni eredményt (12. ábra, 1. melléklet).



11. ábra 3D modellezési lehetőségek SterEOSszal



12. ábra Az elkészült alsó végtagi full-3D modell

Három mód nyílik az alsó végtagi rekonstrukcióra: full 3D mód, melyben teljes felszíni 3D rekonstrukciót hozunk létre referenciapontok manuális megadásával; fast 3D mód, melyben több viszonyítási pontot a szoftver maga határoz meg, így gyorsítva a teljes felszíni rekonstrukció létrehozását; Lower limb alignment mód, amiben csak néhány referenciapont megadása szükséges, azonban nem készül felszíni 3D rekonstrukció, csupán a legfontosabb klinikai paramétereket határozza meg a szoftver.

Fontos tulajdonsága a modellezésnek, hogy lehetőségünk van az acetabulumok, a sacrum bázis és a sacroiliacalis ízület pozíciójának megadására. Ezek a segítségével a szoftver egy ún. „páciens-síkot” hoz létre, így a frontális és tanszverzális síkot nem a készülékhez, hanem a pácienshez viszonyítva határozza meg, kizárva ezzel az ebből fakadó torzulást, mely a hagyományos röntgeneljárással készült felvételek sajátja.

A teljes 3D rekonstrukciós idő (Full 3D mód) átlagosan 15 perc volt végtagonként. A 10 év alatti alanyok esetében ez az idő a korral fordítottan arányosan növekedett, a 4 éves csoportban már közel 25 percet vett igénybe. Lower limb alignment mód esetén a modellezés átlagosan 2 percbe telt.

II.1.4. A módszer megbízhatósága

A 3D modellezés megbízhatósága és alkalmazhatósága több tanulmány témája volt a közelmúltban, azonban ezek közül csupán Roskopf és mtsai., Gaumétou és mtsai., Gheno és mtsai., illetve Assi és mtsai. foglalkoztak gyermek, illetve serdülő populációval [65, 75, 86, 87]. Minden tanulmány kivétel nélkül alkalmas és megbízható módszernek találta az EOS technológiát az alsó végtag biomechanikai paramétereinek mérésére [65, 68, 75, 76, 88-94].

II.1.4.1. Az EOS 2D/3D rendszer megbízhatósági vizsgálata

Az intra- és interobszerver megbízhatóság vizsgálatához 3 operátor elvégezte 30 véletlenszerűen választott eset rekonstrukcióját 3 alkalommal 3 különböző napon. Ebből 28 teljes 3D modellezés volt, 2 eset Lower limb alignment rekonstrukció. Az értékelésnél a Winer által megállapított kritériumokat használtuk: 0-0,24 intraclass koefficiens esetén gyenge, 0,25-0,49 között alacsony, 0,50-0,69 között közepes, 0,70-0,89 között jó, 0,90-1,00 között kiváló megbízhatóságot állapítottunk meg [95].

A három obszerver két PhD hallgató orvosdoktor, valamint egy ortopédia-traumatológiai szakképzésben résztvevő szakorvosjelölt volt, akik részt vettek az EOS Imaging által szervezett speciális alsó végtagi 3D rekonstrukciós képzésen.

Az előrelépett pozíció esetleges torzító hatásának megítélésére a két oldalt páros mintás t-próbával hasonlítottuk össze.

II.1.5. Mért paraméterek

A sterEOS 3D szoftver az alsó végtag teljes 3D modellezése során 15 geometriai paraméter értékét számítja ki automatikusan (13. ábra):

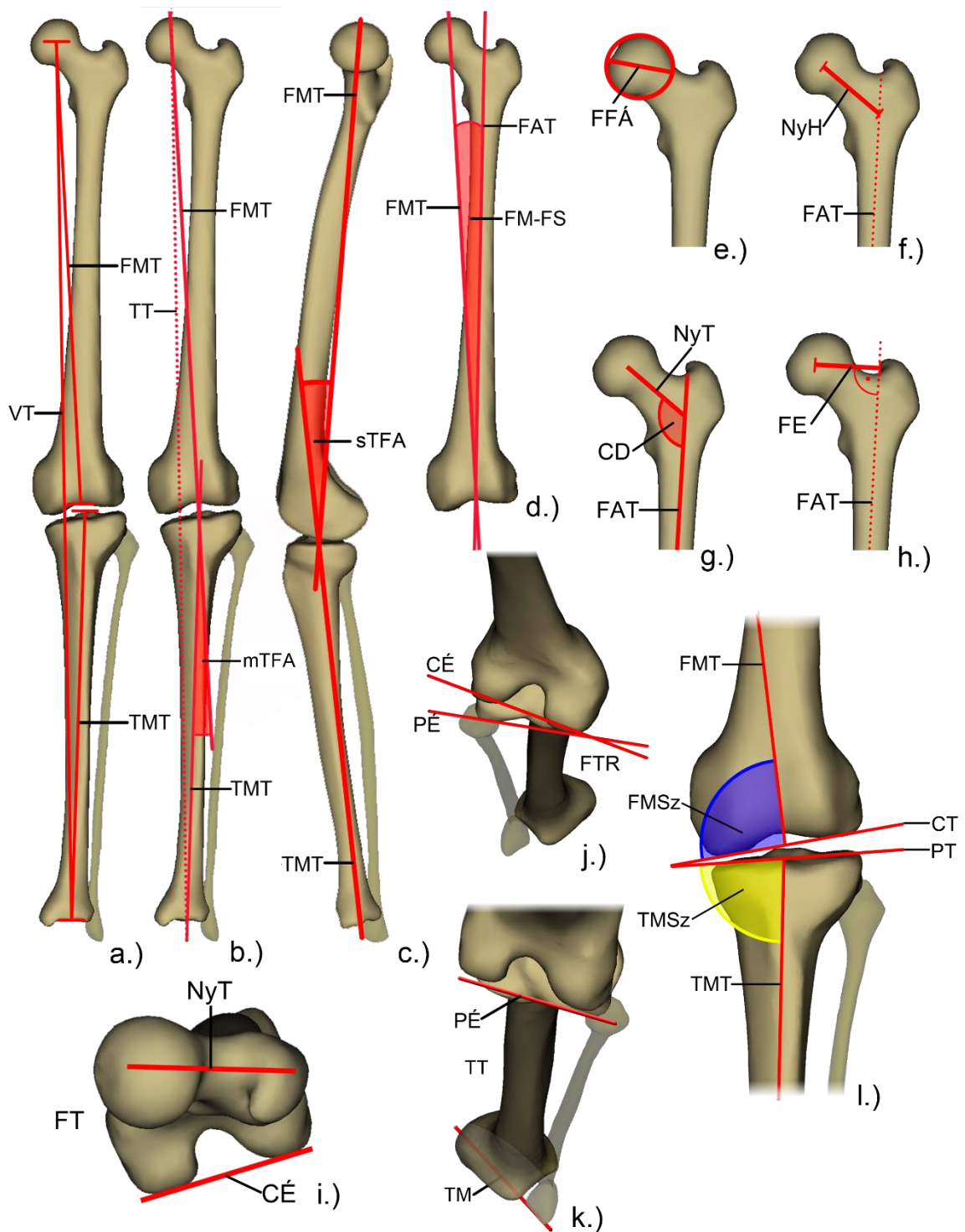
- Femur mechanikai tengely hossz (továbbiakban femur hossz) (13. ábra/a);
- Tibia mechanikai tengely hossz (továbbiakban tibia hossz) (13. ábra/a);
- A végtag teljes mechanikai tengelyének hossza (továbbiakban végtag hossz) (13. ábra/a);
- Femurfej átmérő (13. ábra/e);
- Femurnyak hossza (az a távolság, mely a femurnyak tengelyén a femurfej középpontja, valamint a femurnyak tengelyének és a femur anatómiai tengelyének metszéspontja által kijelölt pontok között mérhető) (13. ábra/f);
- Collodiaphysealis szög (az a frontális síkban vizsgált szög, amely a femurnyak és a femur proximális diaphysis tengelye közt van, továbbiakban CD szög) (13. ábra/g);
- Femoralis eltoltság (femoral offset, a femurfej középpontja és az orthogonális síkban a proximális diaphysis tengelyére vetített femurfej középpontjának távolsága) (13. ábra/h);
- Mechanikai tibiofemoralis szög (mTFA, varus/valgus angle, mechanical tibiofemoral angle, hip-knee-ankle angle (HKA), capito-midcondylar-tibial shaft angle, az a frontális síkban vizsgált szög, amely a femur és a tibia mechanikai tengelye között van, értéke varus helyzet esetén negatív, valgus helyzet esetén pozitív, továbbiakban mTFA) (13. ábra/b);
- Szagittális tibiofemoralis szög (sTFA, az a szagittális síkban vizsgált szög, amely a femur és a tibia mechanikai tengelye között mérhető, értéke flexióban pozitív, hyperextenzióban negatív) (13. ábra/c);
- Csípő-térd eltolódás (hip-knee shift (HKS), femoral mechanical axis-femoral shaft angle (FM-FS), az a frontális síkban vizsgált szög, amely a femur mechanikai és anatómiai tengelye között van, továbbiakban FM-FS) (13. ábra/d);
- Femur mechanikai szöge (FMSz, mechanical medial distal femoral angle (mMDFA), az a frontális síkban vizsgált szög, amely a femur mechanikai tengelye és a condylusok alsó felszínét érintő tengely között mediálisan van) (13. ábra/l);
- Tibia mechanikai szöge (TMSz, medial proximal tibial angle (MPTA), az a frontális síkban vizsgált szög, amely a tibia mechanikai tengelye és a tibia plató érintője között mediálisan van) (13. ábra/l);
- Femoralis torzió (az az orthogonális síkban vizsgált szög, amely a femurnyak tengelye és a hátsó bicondylaris tengely között van, értéke antevertióban pozitív, retrovertióban negatív) (13. ábra/i);

- Tibialis torzió (az a szög, amely a tibia plató hátsó részét érintő egyenes és a két bokán átmenő tengely közt van, értéke pozitív, ha kifelé, negatív, ha befelé rotál) (13. ábra/k);
- Femorotibialis rotáció (az az orthogonális síkban vizsgált szög, amely a hátsó bicondylaris tengely és a tibia plató hátsó részeit összekötő egyenes közt van; értéke pozitív, ha a tibia a femurhoz képest kifelé rotál, negatív, ha befelé) (13. ábra/j).

A szoftver Lower limb alignment módban az alábbi értékeket számítja ki automatikusan:

- Femur hossz;
- Tibia hossz;
- Végtag hossz;
- Femurfej átmérő;
- Mechanikai tibiofemoralis szög;
- Szagittális tibiofemoralis szög;
- Csípő-térd eltolódás.

A mért értékeket a 13. ábrán foglaltam össze.



13. ábra Mért paraméterek ábrázolása saját SterEOS 3D modellek segítségével

VT – végtag tengely, FMT – femur mechanikai tengely, TMT – tibia mechanikai tengely, TT – terhelési tengely, mTFA – mechanikai tibiofemorális szög, sTFA – szagittális tibiofemorális szög, FAT – femur anatómiai tengely, FM-FS – csípő-térd eltolódás, FFÁ – femurfej átmérő, NyH – (femur) nyak hossz, NyT – (femur) nyak tengely, CD – collodiaphysealis szög, FE – femoralis eltoltság, FT – femoralis torzió, Cé – (femur) condylus érintő, TT – tibialis torzió, TM – transmalleolaris tengely, Pé – (tibia) plató érintő, FTR – femorotibialis rotáció, FMSz – femur mechanikai szöge, TMSz – tibia mechanikai szöge, CT – condylus tangencionális, PT – plató tangencionális.

II.2. A vizsgált populáció

Klinikánkon 2007-2012 között 7108 EOS 2D/3D vizsgálat készült a rutin diagnosztika részeként. Ebből 3473 felvételen szerepel az általunk vizsgált 2-24 éves populáció.

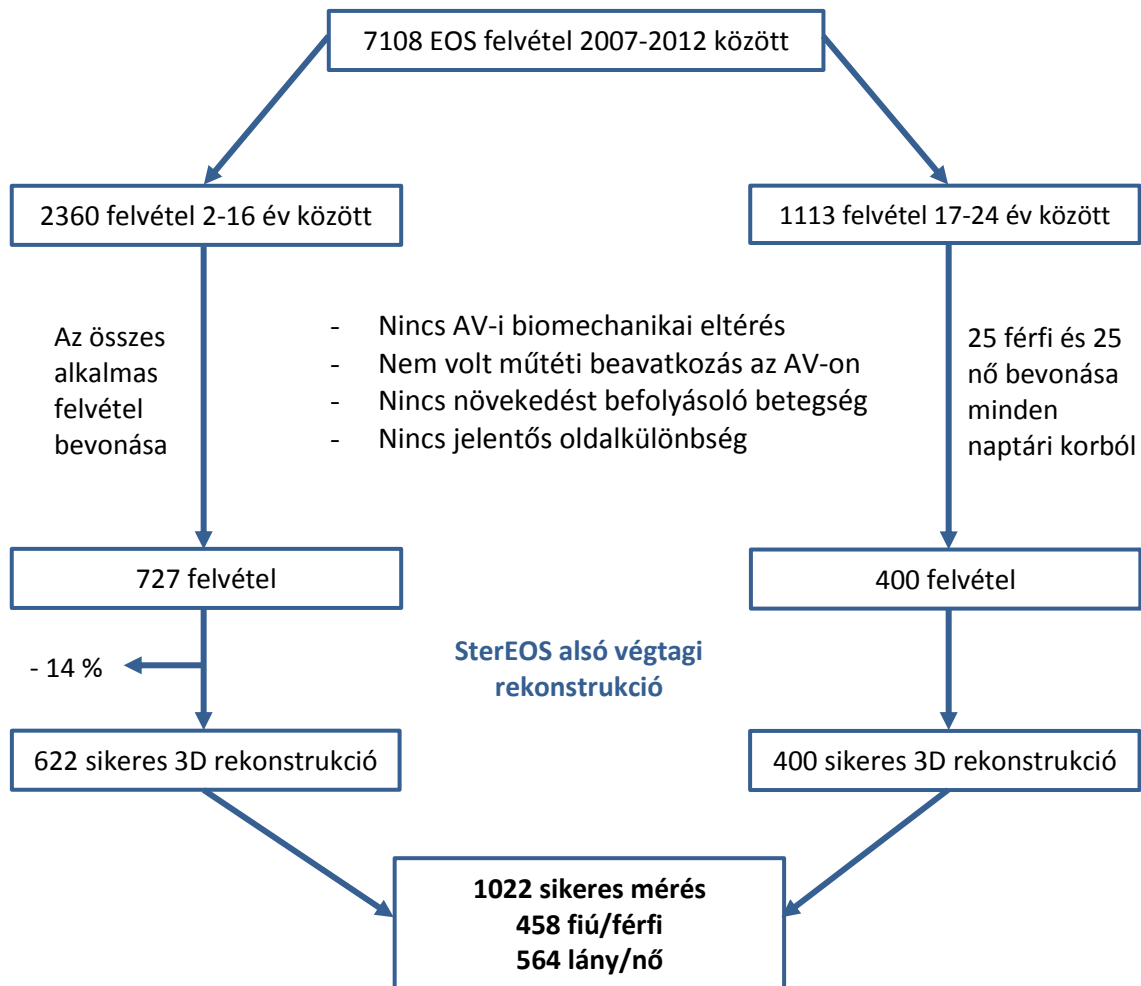
Feltételezésünk szerint az alsó végtag biomechanikai paramétereinek változásai elsősorban 16 éves kor előtt játszódnak, így arra törekedtünk, hogy ebben a korcsoportban az összes potenciális esetet feldolgozzuk, így a rendelkezésünkre álló teljes adatbázist (2360 kép) feldolgoztuk. Kiválogattuk azt a 727 esetet, melynél az alsó végtag biomechanikáját befolyásoló eltérés nem igazolódott és korábban nem történt műtéti beavatkozás sem. Kizárásra kerültek azok az esetek, ahol az anamnézisben olyan betegségekre derült fény, mely befolyásolhatja a növekedést. Azok a gyermekek sem kerültek be a vizsgált populációba, ahol bármelyik paraméternél jelentősebb oldalkülönbség igazolódott. 4 éves kor felett elvégeztük a felvételeken mindkét alsó végtag 3D rekonstrukcióját, azonban ez 105 esetben (a teljes 14,44%-a) sikertelen volt (helytelen pozicionálás következtében a femur trochanterek és condylusok azonosítása nem volt lehetséges). 4 éves kor alatt – a csontosodási magok okozta bizonytalanság miatt – a szoftver lower limb alignment módját alkalmaztuk. Ez minden esetben sikeres volt.

A 2-16 éves korcsoportban végül 622 esetben (258 fiú, 364 lány) volt sikeres az alsó végtagi 3D modellezés. Ezeknél a pácienseknél az EOS vizsgálatot követően a következő diagnózisok születtek: 409 esetben scoliosis gyanújával készült a felvétel, de 10° alatti Cobb szöget igazolt a vizsgálat, 21 alkalommal enyhe funkcionális kyphosis. 123 esetben a panaszok hátterében (melyek főleg változó intenzitású derék- vagy térdfájdalom voltak) nem találtunk eltérést. 69 betegnél egyéb, az alsó végtag biomechanikáját nem befolyásoló eltéréseket találtunk (úgy, mint enyhe ízületi degeneráció, különböző típusú csontciszták, juvenilis aszeptikus csontelváltozások stb.).

A 17-24 éves csoportban - a meglévő 1113 felvételből - naptári kor szerint évenként 25-25 véletlenszerűen kiválasztott férfit és nőt vontunk be a vizsgálatba. Azok az esetek kerültek be a tanulmányba, ahol az alsó végtag biomechanikáját befolyásoló tényező nem igazolódott, és alkalmas volt a felvétel 3D rekonstrukcióra. A vizsgálatokra szinte kivétel nélkül derék- vagy térdpanaszok miatt került sor, azonban 311 esetben semmilyen eltérést nem találtunk, 10 esetben funkcionális kyphosusra és 29 esetben egyéb eltérésre derült fény (különböző típusú csontciszták, spina bifida occulta, enyhe degeneratív jelek). 50 esetben scoliosis gyanújával készült a vizsgálat, de 10° alatti Cobb szögre derült fény. Mind a 400 esetben sikeresen elvégeztük mindkét alsó végtag 3D rekonstrukcióját.

Végeredményben 1022 felvételen (458 férfi és 564 nő) tudtuk elvégezni a méréseket (3. táblázat).

A vizsgált populáció bevonásának folyamatábráját a 14. ábrán foglaltam össze.



14. ábra A vizsgált populáció bevonásának folyamatábrája (AV – alsó végtag)

Naptári kor (évek)	Nem	n	Scoliosis gyanúja (Cobb<10°)	Funkcionális kyphosis	Ismeretlen eredetű ízületi fájd.	Egyéb
2	Férfi	4	3	0	0	1
	Nő	3	3	0	0	0
3	Férfi	2	2	0	0	0
	Nő	3	3	0	0	0
4	Férfi	7	4	0	0	3
	Nő	13	12	0	1	0
5	Férfi	15	11	0	1	3
	Nő	20	17	0	2	1
6	Férfi	15	11	0	2	2
	Nő	16	14	0	1	1
7	Férfi	15	10	0	1	4
	Nő	20	14	0	1	5
8	Férfi	16	10	0	1	5
	Nő	20	15	0	2	3
9	Férfi	18	6	1	5	6
	Nő	18	11	0	3	3
10	Férfi	22	13	0	7	2
	Nő	20	16	0	2	2
11	Férfi	21	11	2	6	2
	Nő	23	12	1	9	1
12	Férfi	21	12	2	5	2
	Nő	40	32	1	4	3
13	Férfi	24	11	1	10	2
	Nő	39	30	3	5	1
14	Férfi	25	10	1	12	2
	Nő	41	32	2	5	2
15	Férfi	23	13	1	6	3
	Nő	51	29	3	13	6
16	Férfi	30	21	0	6	3
	Nő	38	21	3	13	1
17	Férfi	25	3	1	19	2
	Nő	25	3	1	20	1
18	Férfi	25	5	1	19	0
	Nő	25	5	0	14	6
19	Férfi	25	4	2	17	2
	Nő	25	6	1	17	1
20	Férfi	25	4	0	20	1
	Nő	25	7	1	16	1
21	Férfi	25	2	2	19	2
	Nő	25	3	0	20	2
22	Férfi	25	1	0	23	1
	Nő	25	1	1	21	2
23	Férfi	25	2	0	21	2
	Nő	25	1	0	23	1
24	Férfi	25	2	0	21	2
	Nő	25	1	0	21	3
SZUM	Férfi	458	171	14	221	52
	Nő	564	288	17	213	46

3. táblázat A vizsgált populáció nem és naptári kor szerinti eloszlásban a vizsgálat során nyert diagnózisokkal
Egyéb: enyhe degeneratív jelek, különböző csontciszták, juvenilis aszeptikus csontelváltozások (pl. osteochondritis)

II.3. Az alkalmazott statisztikai vizsgálóeljárások

Az adatok feldolgozását SPSS v22 (IBM Corp., Armonk, NY, USA) és Microsoft Office Professional Plus v14.0.6112.5000 (Microsoft Corp., Redmond, WA, USA) programcsomagokkal végeztük.

A mért adatok normalitását Kolgomorov-Szmirnov próbával vizsgáltuk. Az intra- és interobszerver megbízhatóság vizsgálatához osztályon belüli korreláció (intraclass correlation, ICC) vizsgálatot végeztünk. A két alsó végtag összehasonlítására páros t-próbát alkalmaztunk. A nem szerinti összefüggések, valamint a csoportok közötti különbség vizsgálatára független mintás t-próbát használtunk. A naptári kor és az alsó végtag biomechanikai paramétereinek összefüggésének megállapítására, valamint a paraméterek egymásra hatásának felderítésére Spearman korrelációs és egyutas ANOVA tesztet végeztünk.

A véletlenszerű kiválasztáshoz a Microsoft Excel VÉLETLEN.KÖZÖTT függvényét használtuk.

A $p < 0,05$ értéket tekintettük szignifikánsnak.

A boxplot diagram szerinti 1,5 interquartilis tartományon kívül eső eseteket a mérés megismétlésével ellenőriztük.

III. Eredmények

A mért paraméterek normalitását korcsoportonként, Kolmogorov-Szmirnov teszttel vizsgáltuk és minden esetben normális eloszlásúnak találtuk.

III.1. Az EOS 2D/3D módszer megbízhatósági vizsgálata

Az intraobszerver megbízhatósági vizsgálat során az EOS 2D/3D módszer minden vizsgált paraméter esetében kiváló eredményt ért el. Az interobszerver vizsgálatnál ettől csak a femoralis és tibialis torzió, valamint a femorotibialis rotáció tért el, azonban ezeknél is jó eredményt értünk el. Az eredményeket az 4. táblázatban foglaltam össze.

Paraméter	Full 3D					
	Intraobszerver			Értékelés	Interobszerver	
	ICC (OS1)	ICC (OS2)	ICC (OS3)		ICC (interobsz.)	Értékelés
Femur hossz	0,99	0,99	0,99	Kiváló	0,99	Kiváló
Tibia hossz	0,99	0,99	0,99	Kiváló	0,99	Kiváló
Végtag hossz	0,99	0,99	0,99	Kiváló	0,99	Kiváló
Femurfej átmérő	0,96	0,94	0,95	Kiváló	0,94	Kiváló
Femoralis eltoltság	0,94	0,93	0,92	Kiváló	0,91	Kiváló
Femurnyak hossz	0,93	0,92	0,96	Kiváló	0,91	Kiváló
Collodiaphysealis szög	0,94	0,93	0,91	Kiváló	0,92	Kiváló
Mechanikai tibiofemoralis szög	0,99	0,99	0,99	Kiváló	0,94	Kiváló
Szagittális tibiofemoralis szög	0,99	0,99	0,99	Kiváló	0,95	Kiváló
Femur mechanikai szöge	0,92	0,94	0,91	Kiváló	0,93	Kiváló
Tibia mechanikai szöge	0,94	0,92	0,94	Kiváló	0,95	Kiváló
Csípő-térd eltolódás	0,98	0,98	0,98	Kiváló	0,97	Kiváló
Femoralis torzió	0,91	0,90	0,92	Kiváló	0,85	Jó
Tibialis torzió	0,90	0,91	0,93	Kiváló	0,81	Jó
Femorotibialis rotáció	0,90	0,91	0,90	Kiváló	0,82	Jó

Paraméter	Lower limb alignment					
	Intraobszerver			Értékelés	Interobszerver	
	ICC (OS1)	ICC (OS2)	ICC (OS3)		ICC (interobsz.)	Értékelés
Femur hossz	0,99	0,99	0,99	Kiváló	0,99	Kiváló
Tibia hossz	0,99	0,99	0,99	Kiváló	0,99	Kiváló
Végtag hossz	0,99	0,99	0,99	Kiváló	0,99	Kiváló
Femurfej átmérő	0,99	0,99	0,99	Kiváló	0,97	Kiváló
Mechanikai tibiofemoralis szög	0,98	0,97	0,98	Kiváló	0,95	Kiváló
Szagittális tibiofemoralis szög	0,99	0,98	0,98	Kiváló	0,96	Kiváló
Csípő-térd eltolódás	0,97	0,96	0,94	Kiváló	0,91	Kiváló

4. táblázat Az intra- és interobszerver megbízhatósági vizsgálat eredménye Full 3D és Lower limb alignment módban egyaránt
ICC – intraclass coefficient, OS/obsz – obszerver

Az előrelépett pozíció hatásának vizsgálatokor egyedül a szagittális tibifemoralis szög esetében találtunk szignifikáns különbséget a bal illetve jobb oldal között ($p=0,047$). Mivel bebizonyosodott, hogy a mérési eredmények nem függetleníthetőek a kilépési pozíciótól ennél a paraméternél, így a továbbiakban a szagittális tibiofemoralis szöget kizártuk a vizsgálatból. A többi paraméter esetében a két oldalon mért értékek átlagával számoltunk tovább.

III.2. Az alsó végtag paramétereinek valamint a naptári kor összefüggésének vizsgálata

A statisztikai analízis első lépéseként a paraméterek naptári korrall való összefüggését vizsgáltuk meg egy nem paraméteres korrelációs eljárással, majd variancia analízist végeztük el annak megítélésére, hogy a korcsoportok átlaga közötti különbség is szignifikáns-e.

III.2.1. Korrelációs vizsgálat

A Spearman korrelációs vizsgálat szerint minden általunk vizsgált paraméter szignifikáns összefüggést mutatott a korrall. Az eredményeket az 5. táblázatban foglaltam össze.

Paraméter	Korrelációs koefficiens	p
Femur hossz (cm)	0,781	<0,001
Tibia hossz (cm)	0,766	<0,001
Végtag hossz (cm)	0,763	<0,001
Femurfej átmérő (mm)	0,738	<0,001
Femoralis eltoltság (mm)	0,743	<0,001
Femurnyak hossz (mm)	0,703	<0,001
Collodiaphysealis szög (°)	-0,130	<0,001
Mechanikai tibiofemoralis szög (°)	-0,247	<0,001
Femur mechanikai szöge (°)	-0,080	<0,001
Tibia mechanikai szöge (°)	-0,119	<0,001
Csípő-térd eltolódás (°)	0,091	0,001
Femoralis torzió (°)	-0,153	<0,001
Tibialis torzió (°)	0,146	<0,001
Femorotibialis rotáció (°)	0,187	0,001

5. táblázat Az alsó végtag paramétereinek valamint a naptári kor összefüggésének vizsgálata Spearman korreláció segítségével

III.2.2. Varianciaanalízis

Egyutas ANOVA segítségével megállapítottuk, hogy minden vizsgált paraméter esetén szignifikáns különbség figyelhető meg a korcsoportok között (6. táblázat).

Paraméter	p
Femur hossz (cm)	<0,001
Tibia hossz (cm)	<0,001
Végtag hossz (cm)	<0,001
Femurfej átmérő (mm)	<0,001
Femoralis eltoltság (mm)	0,001
Femurnyak hossz (mm)	<0,001
Collodiaphysealis szög (°)	0,048
Mechanikai tibiofemoralis szög (°)	<0,001
Femur mechanikai szöge (°)	0,020
Tibia mechanikai szöge (°)	<0,001
Csípő-térd eltolódás (°)	0,039
Femoralis torzió (°)	0,001
Tibialis torzió (°)	<0,001
Femorotibialis rotáció (°)	<0,001

6. táblázat Az alsó végtag paramétereinek valamint a naptári kor összefüggésének vizsgálata egyutas ANOVA segítségével

III.3. Nemi különbségek vizsgálata

Független mintás t-próba alapján a vizsgált alsó végtagi paraméterek mindegyike szignifikáns nemek közötti különbséget mutatott a csípő-térd eltolódás kivételével (7. táblázat).

Paraméter	p	Átlagok különbsége	Standard hiba különbsége
Femur hossz (cm)	0,043	0,592	0,353
Tibia hossz (cm)	0,034	0,678	0,320
Végtag hossz (cm)	0,035	1,435	0,682
Femurfej átmérő (mm)	0,001	1,191	0,349
Femoralis eltoltság (mm)	0,003	1,139	0,386
Femurnyak hossz (mm)	0,003	1,156	0,384
Collodiaphysealis szög (°)	0,048	-0,332	0,258
Mechanikai tibiofemoralis szög (°)	0,000	-0,507	0,130
Femur mechanikai szöge (°)	0,000	-0,425	0,106
Tibia mechanikai szöge (°)	0,000	-0,452	0,129
Csípő-térd eltolódás (°)	0,314	-0,066	0,066
Femoralis torzió (°)	0,012	-0,812	0,511
Tibialis torzió (°)	0,002	1,115	0,355
Femorotibialis rotáció (°)	0,000	-1,384	0,334

7. táblázat A nemi különbségek vizsgálata független mintás t-próbával a vizsgált alsó végtagi paramétereiknél

III.4. Az alsó végtag anatómia és biomechanikai paramétereinek változása

A statisztikai vizsgálat alapján minden paraméter szignifikáns összefüggést mutatott a korrall, valamint az FM-FS kivételével nemek közötti különbségek is igazolódtak. Ennek megfelelően a következőkben a mért paraméterek értékeit korcsoportok és – az FM-FS kivételével – nemek szerint tárgyalom. A paramétereket scatterplot, boxplot, valamint átlag \pm S.D. formában ábrázolom, majd az alfejezet végén az értékek átlagát, standard deviációját és tartományát táblázatosan is összefoglalom. A kutatásunk alapján javasolt referenciatartományok a 2. mellékletben találhatóak.

III.4.1. Longitudinális paraméterek

Mindhárom paraméter tekintetében folyamatos, egyenletes növekedést figyelhetünk meg 15-16 éves korig, melyet egy platófázis követ.

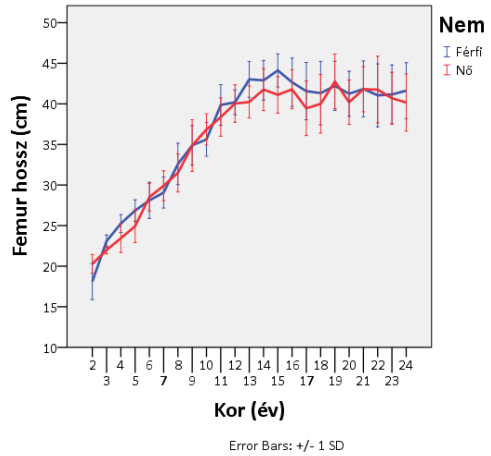
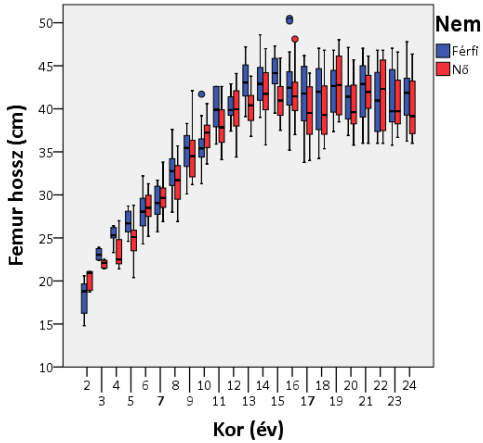
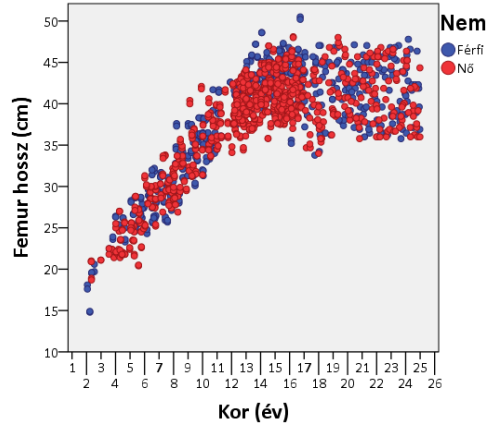
A femur hossza esetében fiúknál 18,10 cm-ről 44,13 cm-re emelkedik, majd 41-42 cm-es érték között stagnál. A lányoknál 2 éves korban 20,28 cm-es értéket figyeltünk meg, mely 16 évesen 41,79 cm-el eléri a plató fázis kezdetét és ezen érték körül ingadozik (15. ábra, 8. táblázat).

A tibia hossza a fiúknál 15,29 cm-es értékről indul, majd 15 évesen 38,56 cm-es értéken eléri a plató fázist. A lányok esetében 17,40 cm-es értékről indulva, 16 évesen 36,50 cm-nél a növekedés megáll (16. ábra, 8. táblázat).

A végtag hossza az előző két paraméterrel megegyező dinamikát mutat. Fiúknál 33,6 cm-es értékről indul, majd 83,25 cm-es értéknél kezd el egyenletes, enyhén ingadozó értéket felvenni. Ezzel szemben a lányoknál 37,97 cm-ről indul az érték és egy 78-80 cm-es érték között ingadozik a plató fázis elérte után (17. ábra, 8. táblázat).

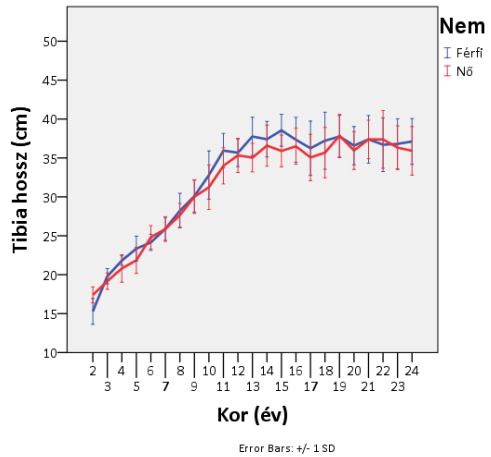
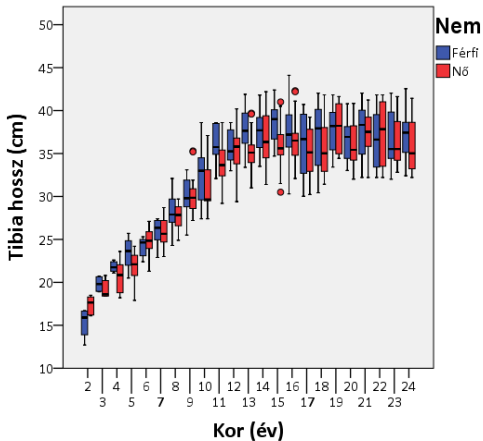
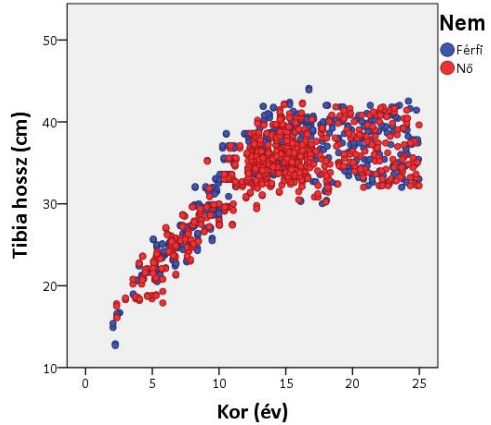
15. ábra Femur hossz

A paraméter ábrázolása saját 3D modell segítségével (FMT-femur mechanikai tengely); A mért értékek ábrázolása scatterplot, boxplot, valamint átlag ± S.D. formátumban, nemek szerinti bontásban (Error bars-hibavonalak).



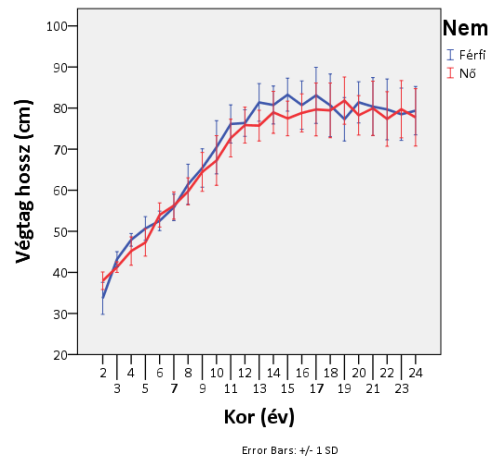
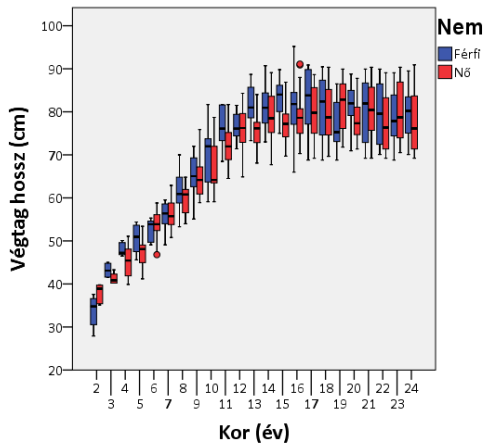
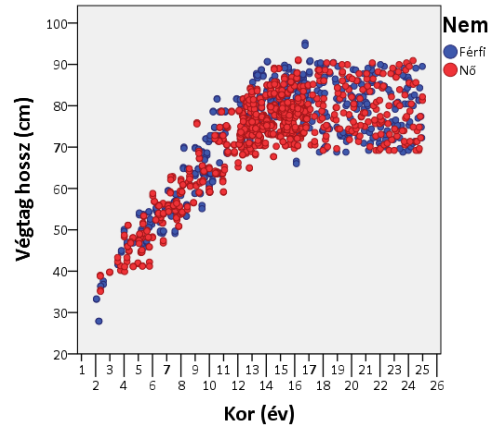
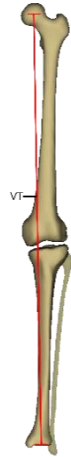
16. ábra Tibia hossz

A paraméter ábrázolása saját 3D modell segítségével (TMT-tibia mechanikai tengely); A mért értékek ábrázolása scatterplot, boxplot, valamint átlag ± S.D. formátumban, nemek szerinti bontásban (Error bars-hibavonalak).



17. ábra Végtag hossz

A paraméter ábrázolása saját 3D modell segítségével (VT-végtag tengely); A mért értékek ábrázolása scatterplot, boxplot, valamint átlag \pm S.D. formátumban, nemek szerinti bontásban (Error bars-hibavonalak).



Életkor (év)	Nem	n	Femur hossz (cm)			Tibia hossz (cm)			Végtag hossz (cm)		
			Átlag	S.D.	Tart.	Átlag	S.D.	Tart.	Átlag	S.D.	Tart.
2	Férfi	4	18,10	2,22	5,80	15,29	1,67	4,00	33,68	3,90	9,70
	Nő	3	20,28	1,15	2,40	17,40	1,03	2,40	37,97	2,14	4,70
3	Férfi	2	23,10	0,76	1,50	19,80	0,98	1,80	43,20	1,85	3,40
	Nő	3	22,00	0,49	1,10	19,17	1,05	2,40	41,28	1,28	3,10
4	Férfi	7	25,26	1,10	3,10	21,82	0,60	1,50	47,92	1,54	3,60
	Nő	13	23,45	1,77	5,60	20,80	1,77	5,40	45,19	3,46	11,20
5	Férfi	15	26,86	1,33	4,10	23,36	1,61	5,20	50,69	2,89	8,80
	Nő	20	24,93	2,03	8,40	21,85	1,69	6,30	47,29	3,34	12,20
6	Férfi	15	28,11	2,24	7,90	24,15	1,04	2,90	52,54	2,38	6,20
	Nő	16	28,51	1,71	6,10	24,82	1,49	5,80	53,98	2,95	12,00
7	Férfi	15	29,08	1,91	6,00	25,89	1,48	4,50	55,83	3,22	10,40
	Nő	20	29,92	1,84	6,90	25,87	1,58	5,70	56,27	3,33	12,10
8	Férfi	16	32,60	2,55	9,60	28,23	2,23	7,80	61,46	4,88	16,70
	Nő	20	31,49	2,34	8,80	27,64	1,52	4,80	59,72	3,30	10,80
9	Férfi	18	34,89	2,44	8,20	30,10	2,10	7,60	65,41	4,67	16,90
	Nő	18	34,86	3,19	10,90	30,01	2,13	8,10	64,46	4,74	17,00
10	Férfi	22	35,62	2,07	10,40	32,80	3,10	11,20	70,45	6,49	22,60
	Nő	20	36,85	1,92	7,00	31,24	2,85	9,70	67,24	6,06	19,60
11	Férfi	21	39,86	2,52	6,70	35,95	2,21	6,50	76,14	4,66	13,20
	Nő	23	38,37	2,36	8,50	33,99	2,32	9,40	72,71	4,61	17,20
12	Férfi	21	40,20	1,53	5,50	35,67	1,78	5,60	76,35	3,23	10,10
	Nő	40	40,04	2,30	9,70	35,33	2,19	10,80	75,85	4,37	19,40
13	Férfi	24	43,01	2,21	8,10	37,76	2,46	8,50	81,37	4,59	15,40
	Nő	39	40,23	1,97	7,00	35,04	1,83	8,70	75,72	3,73	15,90
14	Férfi	25	42,90	2,45	9,60	37,41	2,28	8,30	80,76	4,62	17,70
	Nő	41	41,76	2,59	11,20	36,59	2,63	10,80	78,97	5,12	21,40
15	Férfi	23	44,13	2,03	7,80	38,56	2,05	7,70	83,25	4,02	14,80
	Nő	51	41,11	2,25	8,40	35,90	2,04	10,50	77,48	4,22	17,20
16	Férfi	30	42,66	2,99	15,30	37,33	2,88	13,80	80,72	5,89	29,20
	Nő	38	41,79	2,40	11,10	36,50	2,31	10,20	78,82	4,63	20,80
17	Férfi	25	41,56	3,54	12,41	36,25	3,48	10,69	83,09	6,83	22,08
	Nő	25	39,45	3,35	10,13	35,07	2,98	9,01	79,66	6,43	19,44
18	Férfi	25	41,32	3,91	12,81	37,22	3,66	11,61	80,67	7,63	21,68
	Nő	25	40,00	3,60	11,45	35,69	3,23	10,41	79,44	6,66	20,73
19	Férfi	25	42,22	3,03	9,45	37,76	2,70	8,41	77,28	5,28	17,71
	Nő	25	42,77	3,37	9,54	37,86	2,75	7,20	81,82	5,76	18,14
20	Férfi	25	41,25	2,77	10,22	36,59	2,46	7,77	81,40	5,02	17,82
	Nő	25	40,21	2,74	9,91	35,96	2,43	8,81	78,24	4,81	16,41
21	Férfi	25	41,84	3,46	11,04	37,39	3,05	9,81	80,35	7,07	20,73
	Nő	25	41,80	2,78	10,14	37,38	2,47	9,01	79,95	6,61	21,16
22	Férfi	25	41,05	3,89	10,81	36,71	3,45	9,61	79,67	7,40	19,86
	Nő	25	41,76	4,12	10,81	37,38	3,71	9,61	77,35	6,65	19,87
23	Férfi	25	41,16	3,64	11,26	36,81	3,23	10,01	78,50	6,37	20,30
	Nő	25	40,69	3,20	9,91	36,33	2,81	8,81	79,72	6,97	19,86
24	Férfi	25	41,63	3,44	11,56	37,11	2,95	10,12	79,36	5,88	19,43
	Nő	25	40,16	3,52	10,36	35,92	3,13	9,21	77,74	6,98	21,71

8. táblázat Az alsó végtag longitudinális paramétereit

A mért paraméterek átlagának, standard deviációjának (S.D.) és tartományának (Tart.) ábrázolása nemek szerinti bontásban, évenként

III.4.2. Proximális femurvég anatómiai paraméterei

A 2-3 éves korcsoportban használt Lower limb alignment mód nem alkalmas a collodiaphysealis szög, a femoralis eltoltság mértékének, valamint a nyak hosszának megállapítására, így ezeket a paramétereket a 4-24 éves korcsoportban vizsgálom.

A collodiaphysealis szög esetében a nemek közti különbség bár szignifikáns, de tendenciája nem egyértelmű. A 4-5, 8-9, 11, 15, 18, 21, és 23-24 éves korcsoportban a fiúknál mértünk magasabb értéket, de összességében a lányoknál figyelhető meg magasabb érték, bár a különbség sehol sem haladta meg a 2°-ot. Az értékek – kis ingadozás mellett – folyamatos, enyhén csökkenő tendenciát mutatnak: 131,58°-ról 127,39°-ra csökken a teljes populáció tekintetében (18. ábra, 9. táblázat).

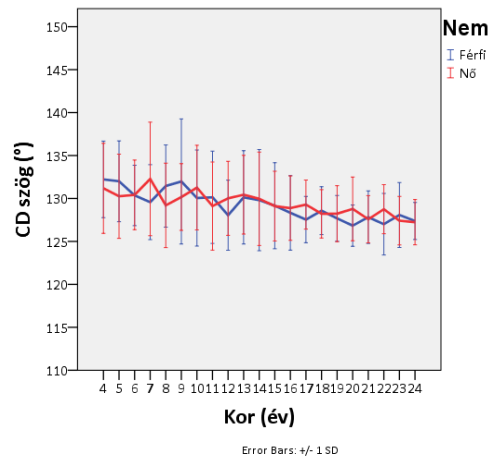
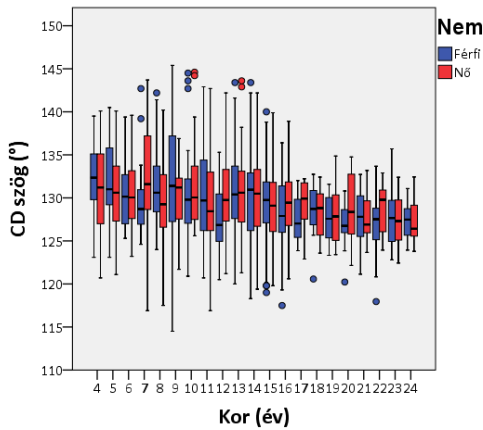
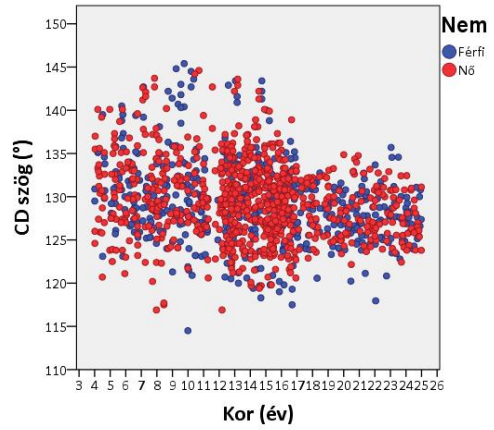
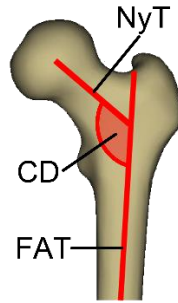
A femurfej átmérőnél – leszámítva a 9, 11, 19 és 23 éves korcsoportot – a teljes vizsgált populációban a fiúknál mértünk magasabb értéket. Fiúknál 23,75 mm-ről (2 éves) 45,52 mm-re (15 éves), míg lányoknál 23,00 mm-ről 42,11 mm-re (16 éves) nő a fejtátmérő, majd mindkét nemben platófázis következik (19. ábra, 9. táblázat).

A femoralis eltoltság értéke lányoknál 23,73 mm-ről (4 éves kor) 38,34 mm-re (16 éves) nő, fiúknál 24,81 mm-ről 41,35 mm-re (15 éves) változik, majd a növekedés megálltával, enyhe ingadozás következik. A nemi sajátosságokat vizsgálva jellemzően a fiúknál mérhetőek magasabb értékek, bár 9, 19 és 23 évesen megfigyelhetőek magasabb értékek a lányok esetében is (20. ábra, 9. táblázat).

A femurnyak hosszánál szintén elmondhatjuk, hogy egyenletesen emelkedő értékeket figyeltünk meg 15-16 éves korig, jellemzően a fiúknál mért magasabb értékekkel. A lányoknál 31,41 mm-ről (4 éves) 48,75 mm-re (16 éves), a fiúknál 33,00 mm-ről 52,37 mm-re (15 éves) nő a nyak hossza, majd tartja az elért értéket (21. ábra, 9. táblázat).

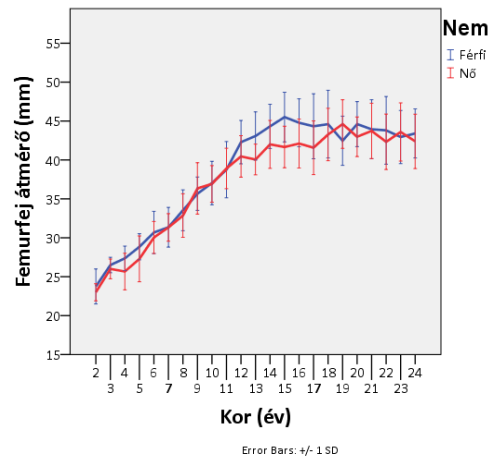
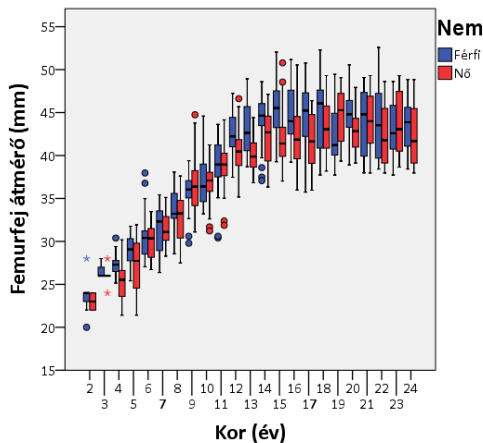
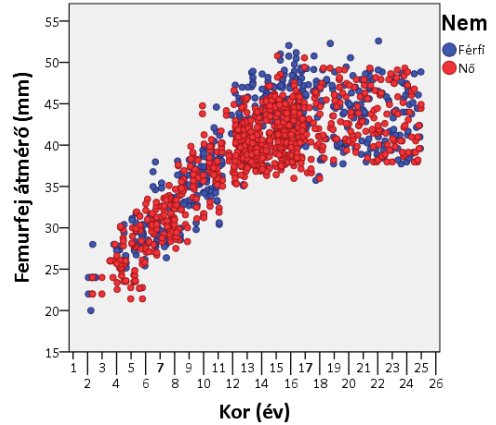
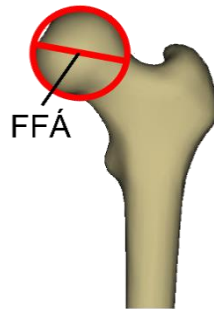
18. ábra Collodiaphysealis szög

A paraméter ábrázolása saját 3D modell segítségével (NyT-femur) nyak tengely, CD-collodiaphysealis szög, FAT-femur anatómiai tengely). A mért értékek ábrázolása scatterplot, boxplot, valamint átlag \pm S.D. formátumban, nemek szerinti bontásban (Error bars-hibavonalak).



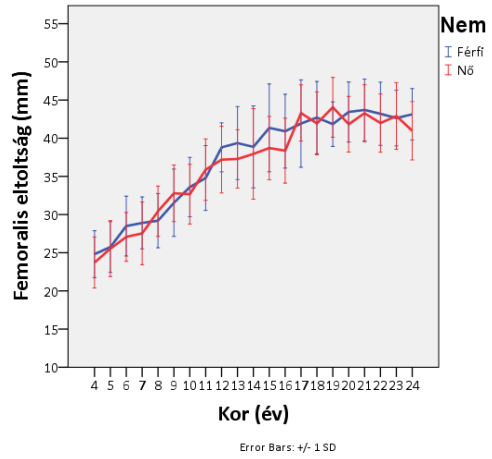
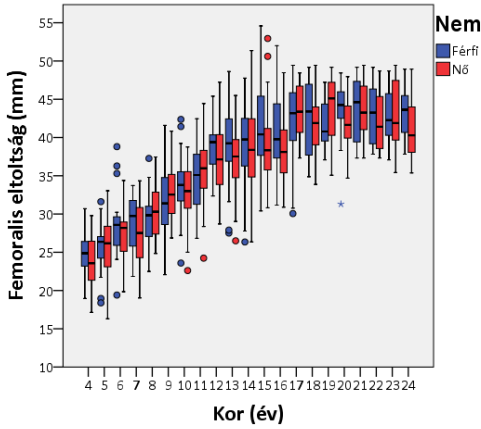
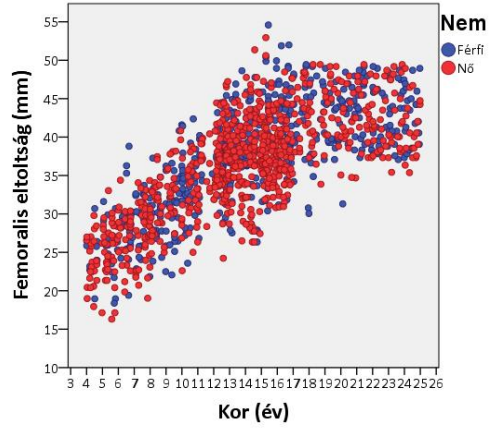
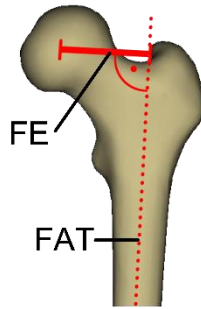
19. ábra Femurfej átmérő

A paraméter ábrázolása saját 3D modell segítségével (FFÁ-femurfej átmérő). A mért értékek ábrázolása scatterplot, boxplot, valamint átlag \pm S.D. formátumban, nemek szerinti bontásban (Error bars-hibavonalak).



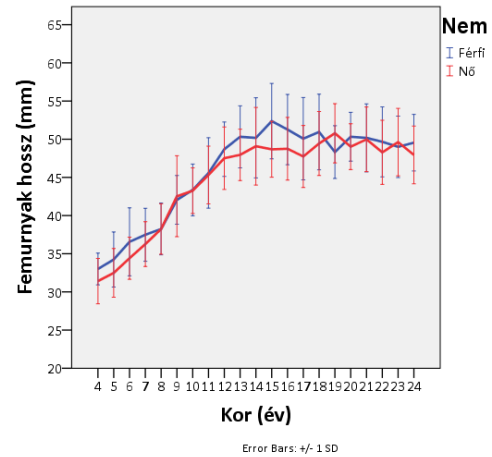
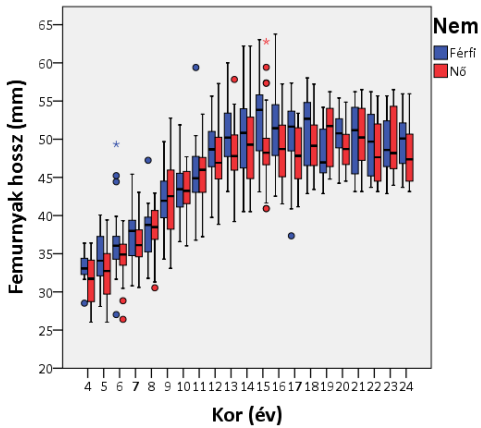
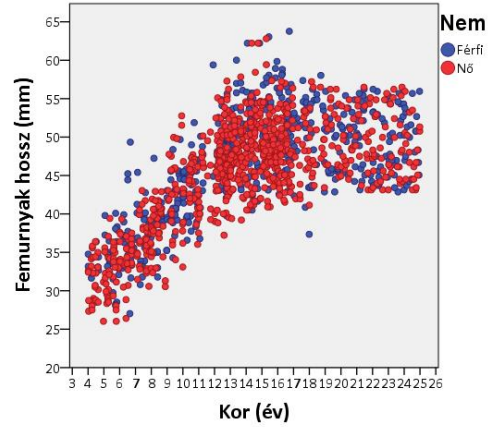
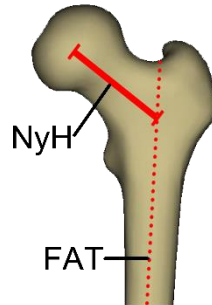
20. ábra Femoralis eltoltság

A paraméter ábrázolása saját 3D modell segítségével (FE-femoralis eltoltság, FAT-femur anatómiai tengely). A mért értékek ábrázolása scatterplot, boxplot, valamint átlag ± S.D. formátumban, nemek szerinti bontásban (Error bars-hibavonalak).



21. ábra Femurnyak hossz

A paraméter ábrázolása saját 3D modell segítségével (NyH-(femur) nyak hossz, FAT-femur anatómiai tengely). A mért értékek ábrázolása scatterplot, boxplot, valamint átlag ± S.D. formátumban, nemek szerinti bontásban (Error bars-hibavonalak).



Életkor (év)	Nem	n	Collodiaphysealis szög (°)			Femurfej átmérő (mm)			Femoralis eltoltság (mm)			Femurnyak hossz (mm)		
			Átlag	S.D.	Tart.	Átlag	S.D.	Tart.	Átlag	S.D.	Tart.	Átlag	S.D.	Tart.
2	Férfi	4				23,75	2,25	8,00						
	Nő	3				23,00	1,10	2,00						
3	Férfi	2				26,50	1,00	2,00						
	Nő	3				26,00	1,26	4,00						
4	Férfi	7	132,22	4,46	16,40	27,36	1,57	5,24	24,81	3,07	11,74	33,00	2,08	7,87
	Nő	13	131,18	5,24	19,40	25,67	2,35	8,77	23,73	3,34	12,65	31,41	2,97	10,36
5	Férfi	15	132,00	4,71	17,40	28,84	1,68	6,36	25,75	3,33	13,23	34,24	3,61	11,98
	Nő	20	130,26	4,90	19,00	27,29	2,95	10,52	25,53	3,66	16,73	32,49	3,19	13,39
6	Férfi	15	130,36	3,52	14,10	30,68	2,72	10,92	28,50	3,93	19,39	36,56	4,45	22,32
	Nő	16	130,42	4,06	16,40	30,04	2,06	6,76	27,08	3,20	14,54	34,41	2,76	12,93
7	Férfi	15	129,57	4,36	18,10	31,35	2,55	9,05	28,91	3,41	11,88	37,49	3,47	14,61
	Nő	20	132,28	6,61	26,80	31,33	1,77	6,83	27,53	4,10	15,32	36,26	2,94	12,45
8	Férfi	16	131,45	4,79	18,20	33,53	2,62	9,52	29,20	3,55	14,78	38,25	3,39	15,45
	Nő	20	129,20	4,92	22,70	32,85	2,80	10,11	30,44	3,30	12,63	38,24	3,31	12,40
9	Férfi	18	131,98	7,28	30,90	35,66	2,14	9,61	31,55	4,41	19,53	42,05	3,20	15,39
	Nő	18	130,17	3,89	15,20	36,35	3,30	13,65	32,79	3,71	13,97	42,53	5,30	19,68
10	Férfi	22	130,05	5,59	23,60	37,04	2,79	11,38	33,59	3,89	18,77	43,36	3,39	15,29
	Nő	20	131,27	4,93	19,00	36,92	2,35	10,02	32,67	3,91	16,15	43,26	2,99	11,67
11	Férfi	21	130,14	5,37	22,20	38,75	3,62	13,22	34,79	4,24	15,63	45,58	4,62	22,62
	Nő	23	129,12	5,13	25,80	38,91	2,60	12,29	35,89	4,02	20,22	45,31	3,79	16,04
12	Férfi	21	128,05	4,08	14,80	42,29	2,79	9,77	38,80	3,21	13,05	48,69	3,57	15,88
	Nő	40	130,02	4,30	21,00	40,45	2,66	11,45	37,19	4,36	18,53	47,51	4,09	18,44
13	Férfi	24	130,13	5,43	23,40	43,08	3,09	10,21	39,36	4,79	21,10	50,32	4,06	16,85
	Nő	39	130,44	4,59	22,30	40,06	1,98	7,58	37,28	3,82	19,00	47,96	3,37	18,62
14	Férfi	25	129,81	5,88	25,10	44,31	2,84	11,51	38,86	5,37	21,41	50,18	5,25	21,71
	Nő	41	129,96	5,44	22,80	42,00	3,08	10,80	37,94	5,94	25,01	49,08	5,08	21,71
15	Férfi	23	129,16	5,01	21,00	45,52	3,19	12,77	41,35	5,76	24,19	52,37	4,94	19,94
	Nő	51	129,11	4,06	20,10	41,66	2,67	13,77	38,71	4,15	22,13	48,68	3,66	21,89
16	Férfi	30	128,33	4,34	18,90	44,78	3,08	11,94	40,92	4,84	20,82	51,27	4,61	21,22
	Nő	38	128,88	3,76	18,30	42,11	3,15	14,56	38,37	4,25	17,58	48,75	4,10	15,71
17	Férfi	25	127,54	2,70	8,16	44,33	4,18	15,03	41,92	5,73	19,38	50,07	5,39	20,02
	Nő	25	129,29	2,86	9,32	41,57	3,45	10,42	43,31	3,68	11,12	47,74	4,06	12,26
18	Férfi	25	128,58	2,79	12,17	44,60	4,35	14,55	42,70	4,75	14,32	50,95	4,95	15,16
	Nő	25	128,22	2,82	8,83	43,27	3,37	11,11	41,94	4,12	15,57	49,44	4,19	13,79
19	Férfi	25	127,68	2,67	8,26	42,47	3,16	11,71	41,84	2,92	10,13	48,31	3,46	11,31
	Nő	25	128,23	3,26	11,47	44,61	3,12	9,72	44,06	3,92	14,12	50,78	3,88	11,44
20	Férfi	25	126,84	2,41	10,57	44,61	2,89	11,67	43,44	3,93	17,14	50,32	3,20	11,17
	Nő	25	128,79	3,71	12,60	42,98	2,55	8,80	41,83	3,64	13,27	49,02	3,00	10,35
21	Férfi	25	127,83	3,06	11,59	43,94	3,79	11,11	43,70	4,05	11,86	50,17	4,46	13,08
	Nő	25	127,58	2,75	9,52	43,74	3,55	11,34	43,27	3,73	12,11	49,98	4,23	13,35
22	Férfi	25	127,01	3,58	15,72	43,80	4,35	14,16	43,20	4,13	11,37	49,66	4,58	12,53
	Nő	25	128,75	2,86	8,97	42,33	3,57	10,65	41,98	3,81	11,37	48,28	4,20	12,54
23	Férfi	25	128,08	3,78	12,90	42,95	3,42	10,88	42,64	3,65	11,62	49,00	4,02	12,81
	Nő	25	127,41	2,82	9,98	43,60	3,73	10,65	42,91	4,36	14,02	49,62	4,42	12,53
24	Férfi	25	127,38	2,16	7,16	43,41	3,15	10,42	43,13	3,37	11,12	49,55	3,71	12,26
	Nő	25	127,24	2,64	8,64	42,39	3,50	10,88	40,97	3,82	13,57	47,94	3,79	12,81

9. táblázat A proximális femurvég anatómiai paramétereit

A mért paraméterek átlagának, standard deviációjának (S.D.) és tartományának (Tart.) ábrázolása nemek szerinti bontásban, évenként

III.4.3. Az alsó végtag tengelyállása

Az alsó végtag mechanikai tengelyét leíró mTFA-t korcsoportok és nemek szerint jellemzem. A csípő-térd eltolódást, mivel nemek közti különbséget nem találtunk, korcsoportok szerint írom le. A femur és tibia mechanikai szögét, mivel ezek csak teljes alsóvégtagi 3D modellezés esetén mérhetőek, a 4-24 éves korosztályban tárgyalom, nemek szerinti bontásban.

Az mTFA esetében mind a fiúknál, mind a lányoknál valgus helyzet figyelhető meg 2 éves korban. A valgizációs tendencia folytatásával 3 éves korban a fiúknál $4,27^\circ$ -os a lányoknál $4,85^\circ$ -os értéken csúcsosodik. Ezután varizálódás indul. A lányok esetében először jelentős csökkenés figyelhető meg: 4 éves korra $1,29^\circ$ -ra esik, majd fokozatosan csökkenve 10-11 éves kor környékén éri el a neutrális helyzetet. Ezt követően nem távolodik el ettől jelentősen. A fiúknál ezzel szemben folyamatos csökkenés figyelhető meg egészen 8 éves korig, amikor $0,90^\circ$ -os varus helyzet alakul ki. Majd enyhe ingadozást követően 10-11 éves kor környékén szintén neutrálishez közelítő helyzet alakul ki. A 14-16 éves korcsoportban azonban újra jelentősebb varizálódás játszódik le (16 évesen $1,75^\circ$ -os varus helyzet). 17 éves korra normalizálódik a tengely és nem is távolodik el az átlag $0,53^\circ$ -nál jelentősebben a neutrális helyzettől (22. ábra, 10. táblázat).

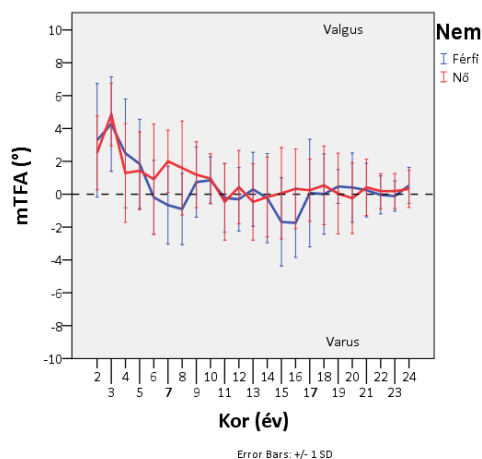
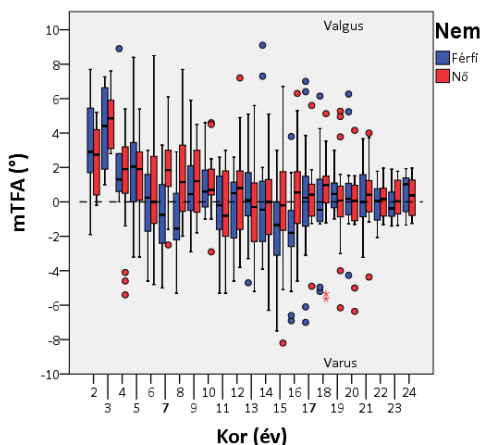
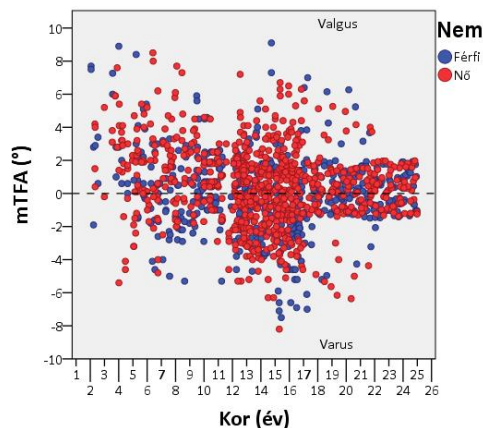
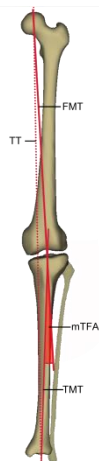
Az FM-FS az mTFA-hoz hasonló változást mutat, ugyanúgy megfigyelhető egy csúcs 3 éves korban $5,47^\circ$ -os értékkel, ami $3,74^\circ$ -ra csökken, végül minimális emelkedést követően $4,5^\circ$ körüli értéken állapodik meg (23. ábra, 10. táblázat).

A femur mechanikai szöge a fiúk esetében $92,55^\circ$ -os, a lányoknál $92,42^\circ$ -os értéket vesz fel 4 éves korban. Ezt követően mindkét nemben enyhe emelkedés figyelhető meg. A fiúknál a csúcsot 13 éves korban $93,78^\circ$ -os értéken, a lányoknál 12 éves korban $94,06^\circ$ -os értéken éri el. Ezt követően enyhe csökkenés indul, a férfiaknál 24 éves korban $92,21^\circ$ -os érték, a nőknél $92,28^\circ$ -os érték figyelhető meg (24. ábra, 10. táblázat).

A tibia mechanikai szöge a femur mechanikai szögével megegyező dinamikájú változást mutat. 4 éves korban a fiúknál $88,69^\circ$ -os a lányoknál $89,67^\circ$ -os értéket mértünk. Ezt követően enyhe növekedés figyelhető meg, a lányok esetében 10 éves korban minimálisan a 90° -ot is meghaladja az érték ($90,20^\circ$). Ezután csökkenésnek indul és a nőknél $89,00^\circ$ -os, a férfiaknál $88,79^\circ$ -os értéken állapodik meg 24 éves korban. Megjegyzendő még a fiúk esetében 14-16 éves korban egy jelentősebb csökkenés (16 évesen $86,45^\circ$), mely egybeesik az mTFA-nál megfigyelhető varus kiugrással (24. ábra, 10. táblázat).

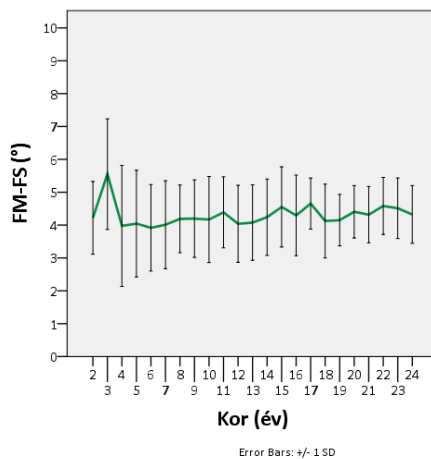
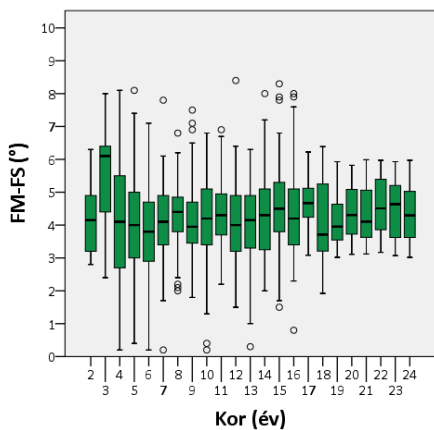
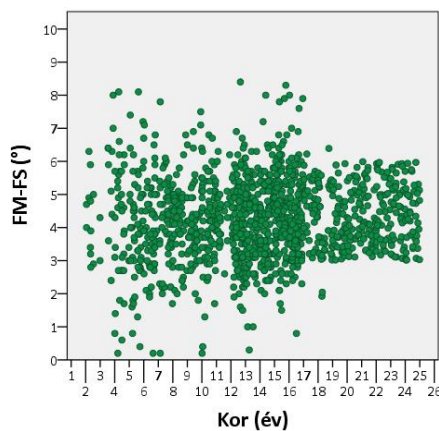
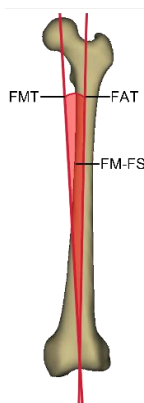
22. ábra mTFA

A paraméter ábrázolása saját 3D modell segítségével (FMT-femur mechanikai tengely, TT-terhelési tengely, mTFA-mechnaikai tibiofemorális szög, TMT-tibia mechnaikai tengely). A mért értékek ábrázolása scatterplot, boxplot, valamint átlag ± S.D. formátumban, nemek szerinti bontásban (Error bars-hibavonalak).



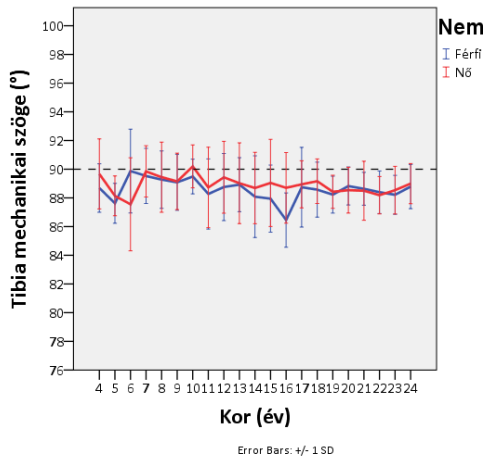
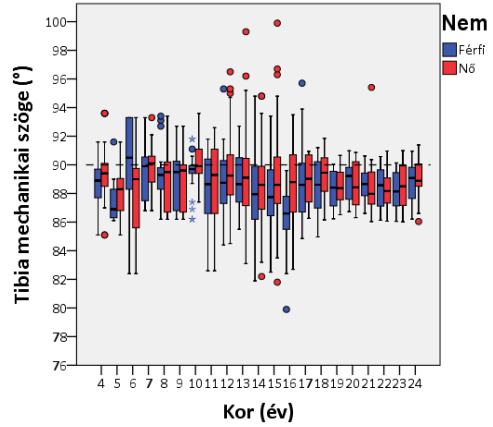
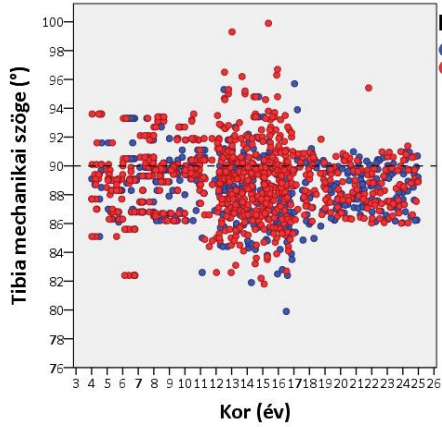
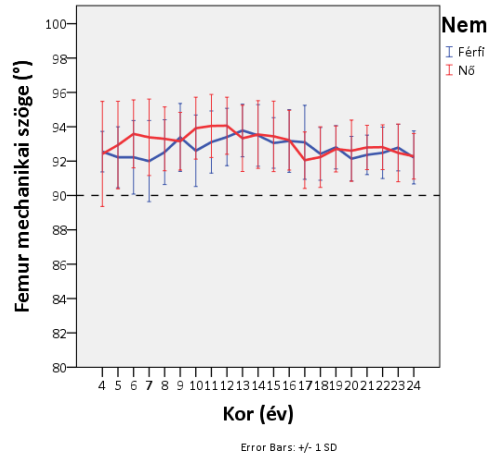
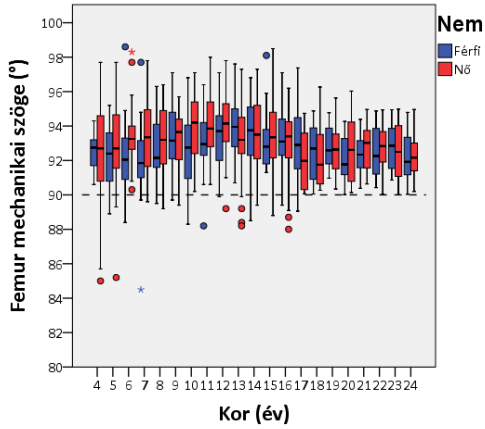
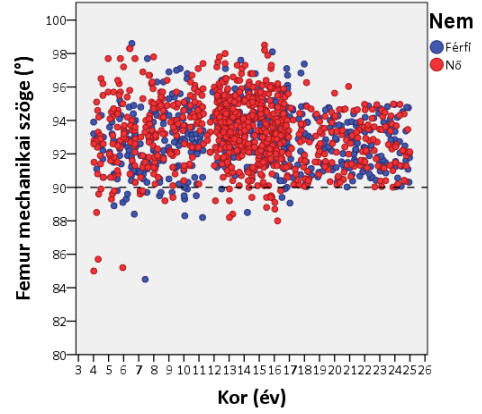
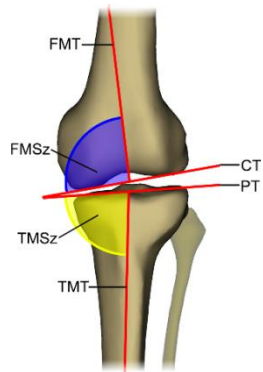
23. ábra FM-FS

A paraméter ábrázolása saját 3D modell segítségével (FMT-femur mechanikai tengely, FAT-femur anatómiai tengely, FM-FS-csípő-térd eltolódás). A mért értékek ábrázolása scatterplot, boxplot, valamint átlag ± S.D. formátumban (Error bars-hibavonalak).



24. ábra Femur és tibia mechanikai szöge

A paraméter ábrázolása saját 3D modell segítségével (FMT-femur mech. tengely, FMSz-femur mech. szöge, CT-condylus tangencionális, PT-plató tangencionális, TMSz-tibia mech. szöge, TMT-tibia mech. tengely). A mért értékek ábrázolása scatterplot, boxplot, valamint átlag \pm S.D. formátumban, nemek szerint. (Error bars-hibavonalak).



Életkor (Év)	Nem	n	mTFA (°)			FM-FS (°)			Femur mechanikai szöge (°)			Tibia mechanikai szöge (°)		
			Átlag	S.D.	Tart.	Átlag	S.D.	Tart.	Átlag	S.D.	Tart.	Átlag	S.D.	Tart.
2	Férfi	4	3,29	3,46	9,60	4,21	1,14	3,20						
	Nő	3	2,52	2,24	5,40									
3	Férfi	2	4,27	1,95	6,27	5,47	1,61	4,15						
	Nő	3	4,85	1,90	4,80									
4	Férfi	7	2,48	3,31	8,90	3,74	1,78	6,60	92,55	1,18	3,70	88,69	1,69	6,50
	Nő	13	1,29	3,01	10,80				92,42	3,06	12,70	89,67	2,44	8,50
5	Férfi	15	1,85	2,72	11,60	4,01	1,67	6,75	92,22	1,77	6,30	87,62	1,39	5,50
	Nő	20	1,43	2,37	8,60				92,94	2,55	12,50	88,14	1,39	6,50
6	Férfi	15	-0,19	2,25	7,60	3,92	1,33	5,90	92,22	2,14	10,20	89,87	2,92	10,90
	Nő	16	0,92	3,35	13,30				93,59	1,98	8,00	87,55	3,25	10,90
7	Férfi	15	-0,67	2,36	8,30	4,04	1,37	5,85	92,00	2,36	13,20	89,53	1,92	6,50
	Nő	20	2,01	1,90	8,60				93,39	2,23	8,20	89,85	1,79	6,50
8	Férfi	16	-0,90	2,17	8,20	4,12	0,99	3,90	92,52	1,89	6,80	89,27	2,00	7,20
	Nő	20	1,60	2,86	9,70				93,30	1,86	7,20	89,44	2,44	7,20
9	Férfi	18	0,74	2,14	8,80	4,22	1,15	4,50	93,38	1,98	7,40	89,08	1,95	6,50
	Nő	18	1,19	2,01	6,30				93,16	1,68	6,30	89,15	1,97	6,50
10	Férfi	22	0,85	1,43	5,60	4,17	1,30	6,10	92,61	2,08	8,50	89,49	1,21	5,60
	Nő	20	0,96	1,51	7,50				93,92	1,80	6,90	90,20	1,49	6,20
11	Férfi	21	-0,22	2,09	7,90	4,45	1,09	4,25	93,11	1,81	8,20	88,27	2,45	9,20
	Nő	23	-0,46	2,34	8,30				94,05	1,84	7,40	88,73	2,80	10,00
12	Férfi	21	-0,31	1,94	7,20	4,12	1,25	5,60	93,40	1,67	7,20	88,76	2,34	10,90
	Nő	40	0,43	2,24	11,00				94,06	1,66	8,60	89,44	2,50	12,00
13	Férfi	24	0,30	2,25	9,80	4,01	1,13	5,35	93,78	1,53	6,90	88,92	1,88	7,20
	Nő	39	-0,47	2,32	10,80				93,33	1,93	9,10	89,02	2,82	16,20
14	Férfi	25	-0,24	2,71	13,00	4,22	1,21	5,05	93,50	1,80	8,30	88,08	2,85	12,90
	Nő	41	-0,17	2,42	11,40				93,55	1,97	7,90	88,69	2,49	12,60
15	Férfi	23	-1,69	2,69	10,50	4,51	1,20	5,95	93,06	1,47	6,80	87,95	2,34	10,90
	Nő	51	0,06	2,78	14,90				93,44	2,05	9,70	89,04	3,04	18,10
16	Férfi	30	-1,75	2,10	10,70	4,30	1,24	6,20	93,17	1,82	7,70	86,45	1,89	9,70
	Nő	38	0,33	2,42	10,90				93,22	1,74	8,20	88,70	2,46	10,80
17	Férfi	25	0,07	3,27	14,00	4,65	0,78	2,82	93,10	2,15	8,32	88,74	2,78	10,85
	Nő	25	0,25	1,90	10,50				92,05	1,64	4,68	88,95	1,64	4,68
18	Férfi	25	0,01	2,45	11,35	4,12	1,10	3,54	92,42	1,54	4,83	88,57	1,92	6,23
	Nő	25	0,54	2,39	10,76				92,23	1,76	5,99	89,16	1,55	5,69
19	Férfi	25	0,47	1,03	3,99	4,15	0,79	2,83	92,81	1,26	3,80	88,23	1,29	3,80
	Nő	25	0,04	2,46	11,42				92,71	1,34	5,29	88,42	1,15	4,15
20	Férfi	25	0,41	2,10	10,53	4,40	0,80	2,57	92,14	1,30	4,25	88,83	1,32	4,25
	Nő	25	-0,24	2,15	10,52				92,61	1,78	5,89	88,54	1,60	4,55
21	Férfi	25	0,25	1,63	6,89	4,32	0,80	2,70	92,37	1,15	4,01	88,63	1,15	4,01
	Nő	25	0,42	1,72	8,36				92,80	1,29	4,32	88,50	2,06	9,37
22	Férfi	25	-0,04	1,16	3,84	4,58	0,88	2,73	92,48	1,50	4,45	88,39	1,48	4,45
	Nő	25	0,19	1,06	3,28				92,81	1,30	4,91	88,19	1,30	4,91
23	Férfi	25	-0,11	0,92	3,31	4,51	0,93	2,80	92,78	1,35	4,09	88,22	1,35	4,09
	Nő	25	0,19	1,06	3,15				92,48	1,68	4,97	88,54	1,66	4,97
24	Férfi	25	0,53	1,10	3,28	4,32	0,85	2,61	92,21	1,54	4,75	88,79	1,54	4,75
	Nő	25	0,32	1,13	3,22				92,28	1,33	4,76	89,00	1,40	5,34

10. táblázat Az alsó végtag tengelyállása

A mért paraméterek átlagának, standard deviációjának (S.D.) és tartományának (Tart.) ábrázolása évenként, valamint – az FM-FS kivételével – nemek szerinti bontásban

III.4.3.1. Az alsó végtag tengelyállását meghatározó paraméterek összefüggései

A 2-10 éves korcsoportban jelentős változások mennek végbe az alsó végtag mechanikai tengelyét illetően. A fiúk esetében a változás tartománya meghaladja az 5°-ot. Ennek ellenére sem az FM-FS, sem (4 éves kor után) a femur mechanikai szöge nem követi érdemben ezeket a változásokat. Igaz, az FM-FS-nél is található egy csúcs 3 éves korban, de továbbiakban nem igazodik az mTFA-hoz. A tibia mechanikai szögénél ezzel szemben megfigyelhetők az mTFA-t követő változások.

Spearman korrelációs vizsgálat alapján a teljes populációt tekintve a femur mechanikai szöge és az FM-FS nem követi az alsó végtag mechanikai tengelyének változását. Azonban a tibia mechanikai szöge szignifikánsan összefügg az mTFA-val ($p_{\text{FM-FS}}=0,356$, $p_{\text{fem. mech. szög}}=0,751$, $p_{\text{tib. mech. szög}}=0,028$).

Korcsoportonként vizsgálva az eredményeket az FM-FS és a femur mechanikai szögének esetében egy-egy izolált összefüggés figyelhető meg. A tibia mechanikai szöge ezzel szemben 6 éves korban, valamint 12 éves kor után (a 21 és 23 éves kor kivételével) erős összefüggést mutat az mTFA értékével) (11. táblázat).

Életkor (Év)	FM-FS		Femur mechanikai szöge		Tibia mechanikai szöge	
	Korrelációs koefficiens	p	Korrelációs koefficiens	p	Korrelációs koefficiens	p
2	-0,527	0,064				
3	-0,435	0,698				
4	-0,266	0,190	0,306	0,129	0,110	0,957
5	-0,173	0,246	0,350	0,660	0,208	0,161
6	-0,326	0,350	6,140	0,099	0,234	0,040
7	-0,960	0,026	0,500	<0,001	0,066	0,663
8	-0,270	0,872	0,464	0,098	0,061	0,716
9	-0,173	0,220	0,510	0,125	0,025	0,859
10	-0,229	0,057	0,370	0,760	0,061	0,614
11	0,082	0,534	0,152	0,246	0,220	0,091
12	0,001	0,993	0,293	0,003	0,323	0,046
13	-0,267	0,006	0,432	0,159	0,442	0,049
14	-0,188	0,067	0,336	0,099	0,522	<0,001
15	-0,108	0,220	0,502	0,046	0,666	<0,001
16	-0,205	0,057	0,429	0,145	0,405	0,040
17	-0,132	0,423	0,128	0,439	0,328	0,041
18	0,206	0,203	0,308	0,053	0,299	0,049
19	-0,048	0,769	0,004	0,981	0,447	0,007
20	0,007	0,445	0,191	0,237	0,182	0,002
21	0,126	0,438	0,325	0,041	0,277	0,055
22	0,049	0,764	0,079	0,626	0,256	<0,001
23	-0,139	0,391	-0,100	0,537	0,115	0,073
24	0,080	0,589	-0,021	0,899	0,122	0,045

11. táblázat Az FM-FS, femur és tibia mechanikai szögének összefüggése az mTFA-val Spearman korreláció alapján
A szignifikáns összefüggések félkövérrel kiemelve

III.4.4. Az alsó végtag torziós és rotációs paraméterei

A rotációs és torziós paraméterek mérésére csak teljes alsó végtagi 3D modellezés alkalmas, így értékeiket a 4-24 éves csoportban tárgyalom.

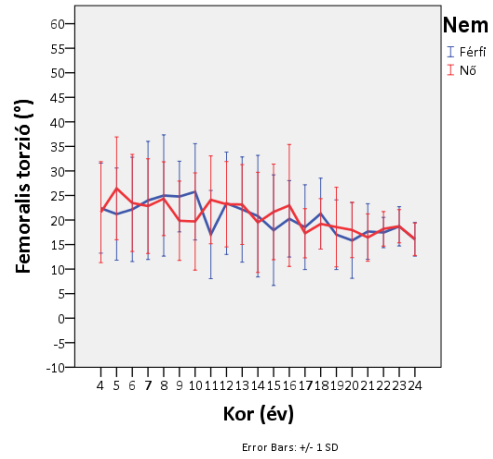
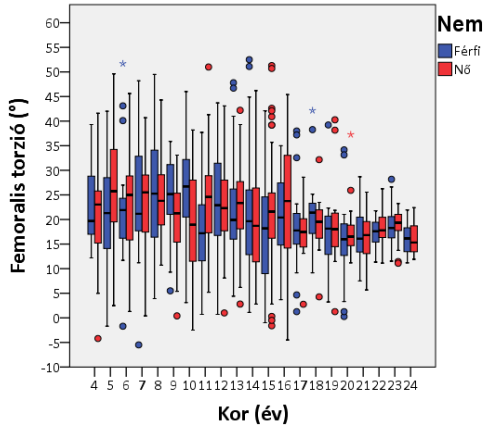
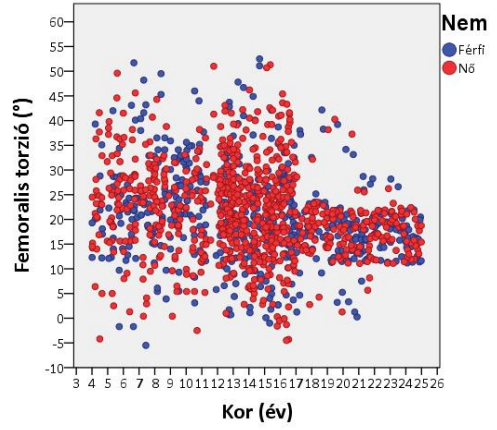
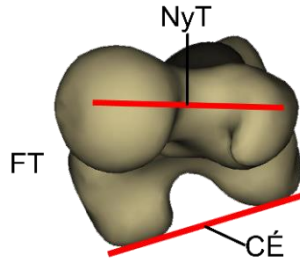
A femoralis torzió a fiúk esetében $22,41^\circ$ -os, a lányok esetében $21,60^\circ$ -os értéket vesz fel 4 éves korban. Ezt követően, bár jelentős ingadozás és szórás mellett (lányoknál 5 éves korban $26,45^\circ$ -ot, fiúknál 10 éves korban $25,75^\circ$ -ot mértünk), de egyértelműen csökkenő tendencia figyelhető meg mind a lányok, mind a fiúk esetében. 24 éves korra férfiaknál $16,06^\circ$, nőknél $16,09^\circ$ -os értéket találtunk (25. ábra, 12. táblázat).

A tibialis torzió mind a fiúk, mind a lányok esetében egy viszonylag magasabb pozícióról indul ($36,24^\circ$, illetve $34,06^\circ$), majd csökkenést mutat egészen 8 éves korig (ekkor a fiúknál $30,73^\circ$, a lányoknál $29,88^\circ$ figyelhető meg). Ezt követően enyhe emelkedés következik mindkét nemben 17-18 éves korig - igaz a fiúknál 12 évesen megfigyelhető egy kisebb visszaesés ($30,03^\circ$) -, majd enyhe ingadozás mellett 24 éves korra a férfiaknál $39,80^\circ$, a nőknél $38,12^\circ$ -on állapodik meg (26. ábra, 12. táblázat).

A femorotibialis rotáció esetében a fiúknál 4 éves korban megfigyelt $1,68^\circ$ -os és a lányoknál 8 éves korban talált $0,13^\circ$ -os berotációtól eltekintve végig kirotációt figyeltünk meg. A paraméterek mind a fiúk, mind a lányok esetében egészen 9 éves korig enyhe ingadozást mutatnak csak. Ezt követően emelkedés mutatkozik mindkét nemben, mely emelkedett érték (lányoknál maximum $8,05^\circ$, fiúknál $5,41^\circ$) egészen 17 éves korig megmarad. Ezután újra enyhe ingadozás következik, végül 24 éves korban a férfiaknál $4,12^\circ$ -os a nőknél $4,27^\circ$ -os érték figyelhető meg (27. ábra, 12. táblázat).

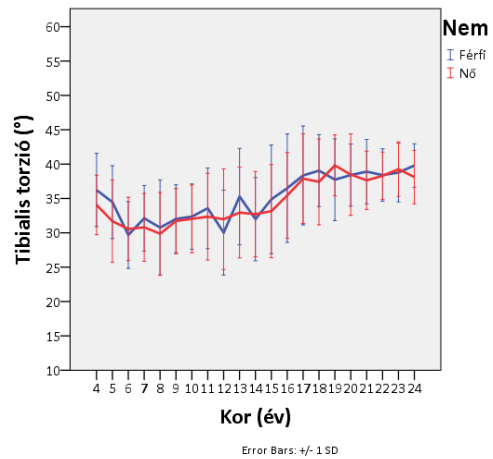
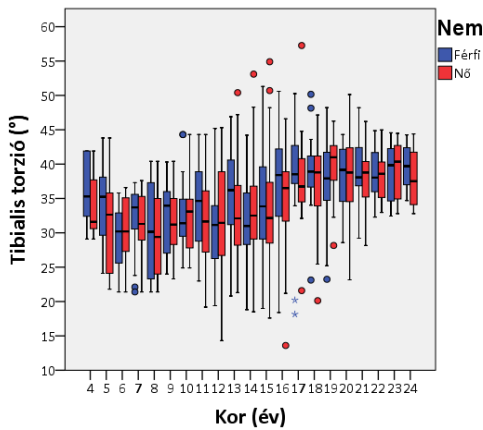
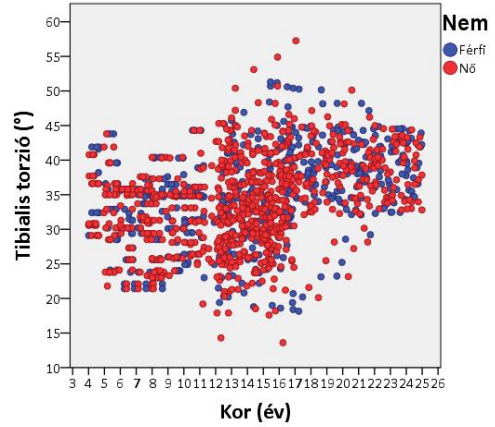
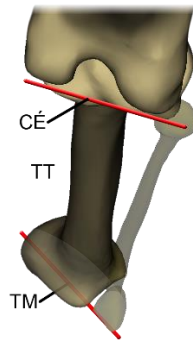
25. ábra Femoralis torzió

A paraméter ábrázolása saját 3D modell segítségével (NyT-(femur) nyak tengely, CÉ-condylus érintő, FT-femoralis torzió). A mért értékek ábrázolása scatterplot, boxplot, valamint átlag \pm S.D. formátumban, nemek szerinti bontásban (Error bars-hibavonalak).



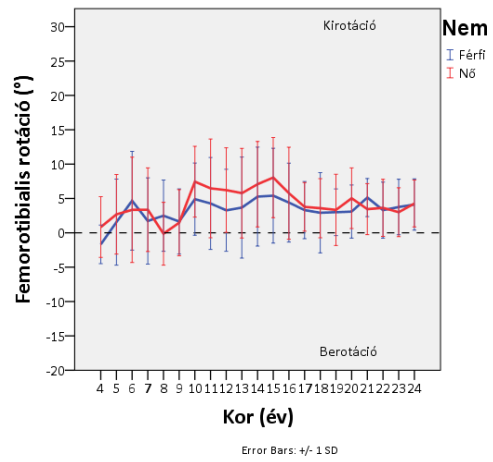
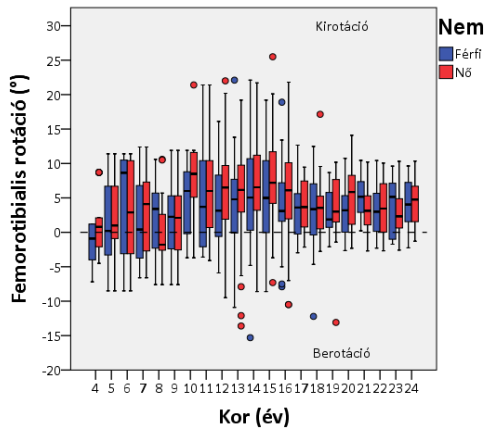
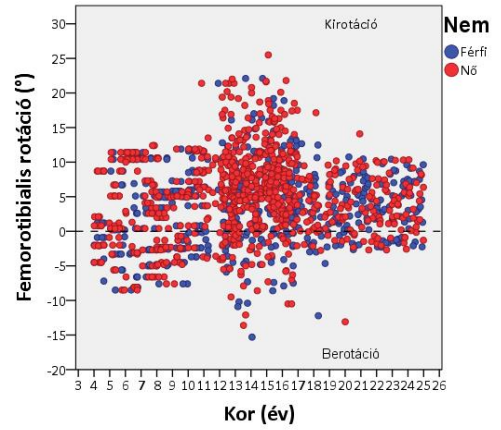
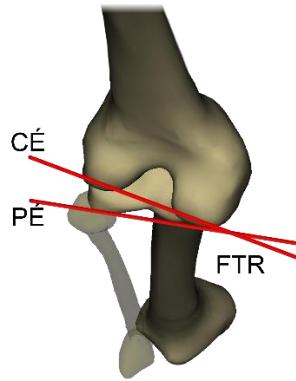
26. ábra Tibialis torzió

A paraméter ábrázolása saját 3D modell segítségével (CÉ-condylus érintő, TT-tibialis torzió, TM-transmalleolaris tengely). A mért értékek ábrázolása scatterplot, boxplot, valamint átlag \pm S.D. formátumban, nemek szerinti bontásban (Error bars-hibavonalak).



27. ábra Femorotibialis rotáció

A paraméter ábrázolása saját 3D modell segítségével (CÉ-condylus érintő, PÉ-plató érintő, FTR-femorotibialis rotáció). A mért értékek ábrázolása scatterplot, boxplot, valamint átlag \pm S.D. formátumban, nemek szerinti bontásban (Error bars-hibavonalak).



Életkor (Év)	Nem	n	Femoralis torzió (°)			Tibialis torzió (°)			Femorotibialis rotáció (°)		
			Átlag	S.D.	Tart.	Átlag	S.D.	Tart.	Átlag	S.D.	Tart.
4	Férfi	7	22,41	9,17	27,10	36,24	5,33	12,80	-1,68	2,80	8,40
	Nő	13	21,60	10,29	45,80	34,06	4,34	12,80	0,84	4,42	13,20
5	Férfi	15	21,20	9,39	43,70	34,47	5,31	19,70	1,56	6,27	19,90
	Nő	20	26,45	10,46	47,10	31,69	5,99	22,00	2,69	5,79	19,90
6	Férfi	15	22,16	10,64	53,40	29,69	4,87	14,40	4,67	7,19	19,90
	Nő	16	23,48	9,91	44,30	30,57	4,61	15,20	3,35	7,67	19,90
7	Férfi	15	23,99	12,03	53,70	32,12	4,79	15,90	1,73	6,28	19,00
	Nő	20	22,83	9,64	40,30	30,80	4,93	16,20	3,36	6,09	19,00
8	Férfi	16	25,00	12,36	45,60	30,76	6,94	19,00	2,50	5,18	18,20
	Nő	20	24,34	7,52	33,60	29,88	6,01	19,00	-0,13	4,57	18,20
9	Férfi	18	24,78	7,20	30,40	32,03	4,96	16,30	1,65	4,75	19,50
	Nő	18	19,85	8,09	32,70	31,71	4,75	17,10	1,48	4,82	19,50
10	Férfi	22	25,75	9,81	42,90	32,36	4,76	19,40	4,90	5,26	15,60
	Nő	20	19,70	9,90	40,70	32,03	4,94	19,40	7,45	5,15	25,10
11	Férfi	21	17,04	8,99	37,00	33,57	5,87	21,30	4,27	6,69	25,00
	Nő	23	24,11	8,96	45,80	32,36	6,31	25,10	6,47	7,19	25,50
12	Férfi	21	23,42	10,43	43,00	30,03	6,18	25,80	3,28	5,96	22,00
	Nő	40	23,22	8,70	42,10	31,99	7,31	31,00	6,22	6,16	31,50
13	Férfi	24	22,14	10,71	43,40	35,28	7,02	26,10	3,68	7,36	33,00
	Nő	39	23,16	8,15	39,40	32,94	6,62	29,10	5,77	6,52	32,80
14	Férfi	25	20,80	12,39	51,40	32,00	6,05	25,40	5,27	7,20	37,40
	Nő	41	19,52	10,21	43,40	32,72	6,20	34,60	7,08	6,23	30,30
15	Férfi	23	17,93	11,28	43,10	34,87	7,91	32,30	5,41	6,90	27,80
	Nő	51	21,65	9,75	52,90	33,15	6,79	37,30	8,05	5,83	32,80
16	Férfi	30	20,24	7,79	31,30	36,51	7,89	32,20	4,40	5,74	26,80
	Nő	38	22,97	12,42	49,90	35,43	6,24	33,00	5,76	6,70	32,30
17	Férfi	25	18,54	8,64	36,74	38,35	7,20	32,11	3,31	4,17	15,65
	Nő	25	17,29	5,02	25,84	37,88	6,53	35,68	3,78	3,54	11,62
18	Férfi	25	21,30	7,23	33,00	39,06	5,24	27,03	2,91	5,84	24,69
	Nő	25	19,22	5,15	27,89	37,42	6,26	27,03	3,58	4,31	19,91
19	Férfi	25	17,01	7,09	36,00	37,74	5,95	24,99	3,00	3,40	10,77
	Nő	25	18,56	8,11	39,00	39,82	4,44	18,11	3,34	5,19	23,27
20	Férfi	25	15,83	7,72	33,90	38,41	4,53	15,74	3,09	3,87	13,40
	Nő	25	17,97	5,63	26,10	38,48	5,94	26,96	5,03	4,42	16,39
21	Férfi	25	17,67	5,66	21,19	38,90	4,70	19,00	5,14	2,77	10,23
	Nő	25	16,44	4,82	19,90	37,65	4,25	18,06	3,45	3,72	12,90
22	Férfi	25	17,45	3,10	10,43	38,40	3,81	12,57	3,31	4,08	12,72
	Nő	25	18,20	3,51	15,09	38,30	3,45	12,02	3,64	4,16	12,75
23	Férfi	25	18,71	4,00	16,63	38,78	4,27	12,12	3,76	4,04	11,35
	Nő	25	18,73	3,38	12,15	39,27	3,97	11,69	3,00	3,55	12,89
24	Férfi	25	16,06	3,42	10,74	39,80	3,17	9,57	4,12	3,73	11,88
	Nő	25	16,09	3,31	10,50	38,12	3,89	11,59	4,27	3,41	11,64

12. táblázat Az alsó végtag torziós és rotációs paraméterei

A mért paraméterek átlagának, standard deviációjának (S.D.) és tartományának (Tart.) ábrázolása nemek szerinti bontásban, évenként

IV. Megbeszélés

A pontos, torzításmentes radiológiai analízist lehetővé tevő EOS 2D/3D rendszer segítségével olyan anatómiai és biomechanikai paramétereket sikerült mérnünk a 2-24 éves korosztályban, melyek közül több – tudomásunk szerint – eddig nem állt rendelkezésre, vagy csak kis vizsgált populációval, illetve kevésbé pontos mérési eljárással határozták meg.

IV.1. Az EOS 2D/3D módszer alkalmazhatósága a korcsoportban

Az EOS technológia egy az ezredfordulón megjelent modern módszer az alsó végtag, a gerinc és protézis komponensek vizualizálására és értékelésére. A viszonylag nagy számú felnőtt populációt vizsgáló tanulmánnyal szemben csupán néhány vizsgálat foglalkozik a gyermek és serdülő csoporttal. Klinikánkon korábban az egészséges és arthrotikus térdek geometriai paramétereinek vizsgálatára használtuk a módszert [88]. Azmy és mtsai. a patellofemorális ízület kinematikájának tanulmányozásához használták az EOS 2D/3D rendszert, míg Lazennec és mtsai. a módszer alkalmazhatóságát vizsgálták a patellofemorális szindróma diagnosztikájához [82, 96]. Chaibi és mtsai. a hagyományos röntgen eljárás, CT és EOS technológia klinikai használhatóságát hasonlították össze [80]. Journé és mtsai., valamint Piriou és mtsai. a csípőprotézis acetabularis komponensének leíráshoz alkalmazták a technológiát [81, 97]. Schmitz és mtsai. tünetmentes serdülőknél vizsgálták a femoroacetabularis impingement szindróma prevalenciáját [98]. Boutry és mtsai. az EOS rendszer hasznosságát tanulmányozták myeloma multiplex diagnosztikájában [90]. Morin és mtsai. atípusos femur törést elszenvedő, bisphosphonat szedő nők femur geometriáját hasonlították össze, hasonlóan bisphosphonat terápiában részesülő, de törést el nem szenvedő nőkkel [99]. A közelmúltban több tanulmány is született a rendszer csípőprotézis preoperatív tervezési, vagy posztoperatív pozíció meghatározási lehetőségének alkalmazásával [84, 85, 93, 100-103]. Gheno és mtsai. csontkészítmények segítségével hasonlították össze az EOS technológia és a CT pontosságát serdülőknél [75]. Roszkopf és mtsai. szintén a CT és EOS alapú 3D modellek segítségével mért femoralis és tibialis torziós értékeket hasonlítottak össze gyermek és serdülő populációban [87]. Gaumétou és mtsai. 114 önkéntes femoralis és tibialis torziójának értékét állapította meg [65]. Assi és mtsai. az

EOS alsó végtagi 3D rekonstrukció alkalmazhatósági vizsgálatát végezték el 5 egészséges és 5 infantilis cerebraalis paresisben szenvedő gyermek bevonásával [86].

A megbízhatósági tanulmány során az intraobszerver vizsgálatnál mindhárom obszerver minden paraméternél kiváló ($ICC > 0,9$) eredményt ért el (Full 3D és Lower limb alignment módban is). Az interobszerver vizsgálat során a torziós és rotációs paraméterek kivételével, ahol jó értékelést értünk el ($ICC > 0,8$), minden esetben kiváló eredményt hozott a vizsgálat.

Roszkopf és mtsai., Gaumétou és mtsai., Gheno és mtsai., illetve Assi és mtsai. vizsgálatával összehangban mi is megbízható módszerekre találtuk az EOS 2D/3D technológiát az alsó végtag anatómiai és biomechanikai paramétereinek mérésére mind gyermek, mind serdülő populációban. Annak ellenére is, hogy a növekedési porcok jelenléte némi bizonytalanságot okozhat és megnyújthatja a rekonstrukciós időt a 10 év alatti populációban [65, 75, 82, 86, 87].

IV.2. Az alsó végtag paramétereinek valamint a naptári kor összefüggésének vizsgálata

Minden általunk mért paraméter statisztikailag igazolható összefüggést mutatott a korrallal, valamint a varianciaanalízis arra is rávilágított, hogy az adott korcsoportok átlagának különbsége statisztikailag is szignifikáns. Ennek megfelelően minden paramétert korcsoportok szerinti bontásban vizsgálatunk tovább.

IV.3. Nemi különbségek vizsgálata

A csípő-térd eltolódás kivételével minden paraméter statisztikailag igazolható nemek közti különbséget mutatott.

A longitudinális és volumetrikus paraméterek (femur-, tibia- és végtaghossz, femurfej átmérő, femurnyak hossz, femoralis eltoltság) nemi különbségei jellemzően 11-12 éves kor környékén válnak markánsná, ami egybeesik a fiúk serdülőkori gyorsnövekedési fázisának kezdetével. Ez magyarázhatja a náluk mért magasabb értékeket [104].

A collodiaphysealis szög esetében már nem ennyire egyértelműek a nemi különbségek. Bár általánosságba véve a lányoknál mérhetünk magasabb értékeket, de a különbség sehol sem haladja meg a 2° -ot.

Az mTFA esetében talált eredményeinket nem tudjuk nemzetközi irodalommal összevetni, mivel az egyetlen jelentősebb radiológiai vizsgálat, mely a témával foglalkozik

nem vizsgálta a nemek közti különbséget [53]. Jó összevetési lehetőséget ad azonban a sokkal szélesebb körben vizsgált anatómiai tibiofemorális szög, melyet esetünkben is ki lehet számolni az mTFA és FM-FS összegeként. Velünk ellentétben nemek közti összefüggést a többi tanulmányban nem találtak, kivéve Cahuzac és mtsai.-t, azonban ők is csak a 13-16 éves korosztályban fedeztek fel különbséget. Feltételezésünk szerint a talált eltérések a nemi érés dinamikájának különbségével magyarázhatók, mivel a 7-8 éves korosztályban a lányok már megkezdik serdülőkori testmagasság növekedési fázisukat, míg a fiúknál ez csak 9-10 éves korban következik be. Ez az eltolódás magyarázhatja 15-16 éves korban talált különbségeket is, mert eddigre a lányok növekedési sebessége – a fiúkével szemben – már jelentősen lecsökkent [15, 44-47, 51, 52, 104].

Az csípő-térd eltolódás nem mutatott nemek közti különbséget, melyet magyarázhat viszonylag stabil értéke, melytől sem a fiúk, sem a lányok nem térnek el érdemben.

A térd frontális illeszkedési paramétereinél (femur- és tibia mechanikai szöge) megfigyelhető, hogy jellemzően a lányok esetében nagyobb az eltérés a neutrális helyzettől, azonban a fiúknál nagyobb ingadozás, több kiugró érték jelenik meg.

A femoralis torzió esetében ingadozó értékeket figyeltünk meg, viszonylag nagy szórás mellett, azonban általánosságban az mondható el, hogy a lányoknál mérhetőek kissé nagyobb értékek.

A tibialis torziónál épp az ellenkezője jellemző, a fiúknál találtunk magasabb értékeket.

A femorotibialis rotáció esetében 9 éves korig, majd 17 éves kortól ingadozó értékek figyelhetőek meg, de a 10-16 éves korosztályban tapasztalható kiugrásnál határozottan magasabb értékeket mértünk a lányok esetében. Ennek hátterét adhatja, hogy a femorotibialis rotáció elsősorban a térd kötőszövetes stabilizátorai által meghatározott, így hormonhatásokra, elsősorban ösztrogénhatásra érzékeny. A 10-16 éves kor pedig megfeleltethető a közép és késői pubertás időszakának [105].

IV.4. Az alsó végtag anatómia és biomechanikai paramétereinek változása

IV.4.1. Longitudinális paraméterek

A femur-, a tibia- és a végtaghossznál is egyenletes, folyamatos növekedést figyeltünk meg egészen 15-16 éves korig, jellemezően a fiúknál mért magasabb értékekkel, mely különbség főleg 11-12 éves kor után válik markánsná. A femur és tibia hosszát Feldesman

és mtsai., valamint Ruff és mtsai. tanulmányával tudjuk összevetni. A megfigyelt értékek tendenciája megfeleltethető az általuk publikált adatokkal, igaz az abszolút értékek eltérnek (átlagosan 22 mm-el mértek nagyobb értéket a femur hossza esetében és 18 mm-el a tibia hosszánál), de erre a populációgenetikai különbségek magyarázatot adhatnak [38, 39].

III.4.2. Proximális femurvég anatómia paraméterei

A collodiaphysealis szög esetében az irodalmi adatoknál sokkal kisebb mértékű csökkenést figyeltünk meg. A 4-24 éves kor között 132° -ról 127° -ra csökken az értéke. Birkenmayer és mtsai. ezzel szemben magasabb és jelentősebben változó értéket találtak (145° -ról 133° -ra 16 éves korig). Ennek hátterében az EOS 2D/3D módszer pontossága állhat. A korábbi tanulmányok elsősorban konvencionális röntgenfelvételeken alapulnak, ami nem zárja ki a femoralis torzió csökkenéséből adódó vetületi változást. Ezáltal a CD-szög csökkenésének mértéke sokkal jelentősebbnek tűnhet a valósánál [13, 40]. Ezt támasztja alá egy a közelmúltban végzett 400 medence CT-n alapuló tanulmány. Boese és mtsai. derotált koronális síkú méréssel átlagosan $129,6^\circ$ -os CD-szöget mértek férfiaknál és $131,9^\circ$ -osat nőknél, mely csupán 3 fokkal tér el az általunk talált fiatal felnőttkori értéktől [106]. Ugyanígy egy 26 konvencionális röntgenfelvételen alapuló publikációt összefogó review $128,8^\circ$ -nak találta az átlagos CD-szöget egészséges felnőttekben [107].

A femurfej átmérő, femurnyak hossz és femoralis eltoltság esetében is megfigyelhető az egyenletesen emelkedő érték, egészen 16-17 éves korig, ahol platófázis következik. Mindhárom esetben a fiúknál mérhető magasabb érték, mely 11-12 éves kor környékén válik markánsná.

Az általunk áttekintett irodalomban nem találtunk olyan tanulmányt, mellyel adatainkat összevethettük volna.

III.4.3. Az alsó végtag tengelyállása

A mechanikai tibiofemorális szög esetében valgus helyzetet figyelhetünk meg 2 éves korban, fiúknál $3,29^\circ$ -os, lányoknál ennél kisebb, $2,52^\circ$ -os értékkel, ami harmonizál Sabharwal és Zhao által talált értékekkel, azonban ők ennél valamivel kisebb eltérést mértek a neutrálistól ($2,5^\circ$). A mechanikai valgus helyzet maximumát 3 évesen éri el, fiúknál $4,27^\circ$ -os, lányoknál $4,85^\circ$ -os értékkel, szemben Sabharwal és Zhao által mért értékekkel, ahol a valgizálódás már 2 évesen eléri maximumát. Ezek után mindkét nemben megfigyelhető a neutralizálódás, a mechanikai tengely innentől nem távolodik el $2,01^\circ$ -nál

többel a neutrálistól. Az ezzel járó ingadozás fiúknál sokkal nagyobb, és többször megjelenik a varus helyzet is, legerősebben a 14-16 éves korcsoportban, amikor az $1,75^\circ$ -os értéket is eléri. Ezzel a változással párhuzamosan sem az FM-FS, sem a femur mechanikai szöge nem mutat változást. A tibia mechanikai szögénél azonban megjelenik egy csökkenés, mely arra utal, hogy a folyamat a tibia proximális végében végbement változásoknak tulajdonítható. A lányoknál ez az ingadozás sokkal kisebb és lényeges különbség, hogy tényleges varus helyzet meg sem jelenik (kivétel a 13 éves korban mért $0,47^\circ$ -os varus helyzetet). Ez a változási minta megfelel a Sabharwal és Zhao által mérteknek is, azzal a kis különbséggel, hogy az általa mért ingadozás 7 éves kor után nem haladta meg a $0,6^\circ$ -ot, de hozzánk hasonlóan 15 éves kor után enyhe varizálódást figyeltek meg [53].

A csípő-térd eltolódás esetén minimális a változás. Igaz, ennél a paraméternél is megfigyelhető a 3 éves korra elért $5,53^\circ$ -os maximum, majd enyhe csökkenés utáni közel állandó $4,2^\circ$ körül ingadozó érték. Ennek fényében nem meglepő, hogy a nemek között nem találtunk szignifikáns különbséget. Sabharwal és mtsai. velünk ellentétben nem írtak le csúcsot a változási mintában, hanem egyenes csökkenést $7,4^\circ$ -ról $6,0^\circ$ -ra. Ennek hátterében populációgenetikai különbségek, de az általunk használt mérési módszer pontossága is állhat [53].

A femur mechanikai szöge a teljes mért populációban 90° -nál nagyobb értéket mutatott, mely összhangban van az mTFA-nál domináló valgus helyzettel. Bár az érték nem tér el jelentősen a neutrálistól (maximum fiúknál $94,06^\circ$ 12 éves korban, a lányoknál $93,78^\circ$ 13 éves korban), de 2 foknál jobban meg sem közelíti azt. Sabharwal és mtsai. által mért $86,8-88,1^\circ$ között ingadozó mLDFa (mely kiegészítő szöge az általunk mért szögnek) ennek teljes egészében megfeleltethető [60].

A tibia mechanikai szöge a femur mechanikai szögéhez hasonló dinamikájú változást mutat, elősegítve az ízvégek párhuzamos állását. Azonban a neutrálistól való eltérés jellemzően kisebb a femur mechanikai szögénél, ami a mediális ízrés minimális szűkületére utal, már gyermekkorban. Az általunk mért értékek, mind tibia mechanikai szögét (melyet Sabharwal és mtsai., illetve Popkov és mtsai. MPTA néven írtak le), mind a JLCA-t tekintve megfeleltethetőek a korábbi publikációknak [59, 60].

A femur mechanikai szögével és az FM-FS-el szemben a tibia mechanikai szöge dinamikusán és statisztikailag igazolhatóan követi az mTFA változásait, ami arra utal, hogy az alsó végtag tengelyének változásai inkább a tibia anatómiájának változására vezethetők

vissza. A Frost féle „chondral growth force response curve” koncepciót elfogadva, valamint azt a tényt figyelembe véve, hogy a Blount betegség nagyobb gyakorisággal fordul elő túlsúlyos gyermekekben, az eredményeink felvetik annak lehetőségét, hogy a tibia proximális növekedési porca érzékenyebb az erőhatásokra a femur disztális növekedési porcánál [108-110]. Ennek igazolására azonban még további vizsgálatok szükségesek.

III.4.4. Az alsó végtag torziós és rotációs paraméterei

Csak kevés publikáció található az irodalomban, mely a femoralis torziót nagy populációnál, képkalkotó eljárással vizsgálja, azonban ezek adatai is széles skálán mozognak. Fabry és mtsai. az 1-15 éves korcsoportban a femoralis torzió 32°-ról 16°-ra történő csökkenését írták le [64]. Hamacher és mtsai. 1 éves korban 47°-ot figyeltek meg, ami felnőtt korra 15°-ra csökkent [111]. Shands és Steel az 1 éves korban mért 39°-os érték felnőttkorra 16°-ra csökkenését találta [112]. A korábbi módszerekkel végzett vizsgálatokhoz képest mi sokkal kisebb változást figyeltünk meg, azonban Gaumétou és mtsai. által publikált adatokkal – amik azonos mérési módszer segítségével születtek – eredményeink összhangban vannak (ők, hasonlóan hozzánk, 22°-ot mértek a 6-7 éves korcsoportban, 18°-ot a 16-30 éves korcsoportban) [65]. Feltételezzük, hogy ez a különbség az EOS 2D/3D módszer pontosságával magyarázható.

Tibialis torzió esetében ugyanilyen kevés publikáció áll rendelkezésünkre. Csak néhány nagyobb klinikai vizsgálatot találtunk az általunk áttekintett irodalomban [46, 61, 65, 113-115]. Radiológia vizsgálatot azonban csak Kristiansen és mtsai. végeztek 52 gyermek és 26 felnőtt CT felvételének elemzésével, illetve Gaumétou és mtsai. 114 fő 6 és 30 év közötti önkéntes EOS 2D/3D vizsgálata segítségével. Az általunk mért eleinte csökkenő (35,15°-ról 30,13°-ra), majd növekvő (38,96°-ig) tendenciával ellentétben ők folyamatosan növekvő értékeket figyeltek meg. Gaumétou és mtsai. 26,8°-ról (5 éves) 34,7°-ra (16 éves), míg Kristiansen és mtsai. 27,7°-ról (3-5 éves) 33,6°-ra (9-11 éves) növekedést figyeltek meg. A különbség magyarázatát adhatja a paraméter általunk is megfigyelt nagy varianciája és a fiatalabb korcsoportokban vizsgált végtagok alacsony száma a korábbi tanulmányoknál [65, 115].

A femorotibialis rotációnál nem találtunk referenciaértéket az általunk elérhető irodalomban, így eredményeink nívumnak tekinthetőek. Jelentőségét egyelőre nehéz megállapítani. Eltekintve a fiúknál 2 éves korban megfigyelt minimális berotációtól, végig

kirotáció figyelhető meg. Ez a pozíció megfelel a femorotibialis ízület extenziója során előre csúszó laterális kompartmentnek (medial pivot modell) [116]. A pubertáskorban megjelenő – különösen lányoknál – jelentősebb kirotáció, az ezen időszakban végbemenő hormonális változások miatti ízületi lazaság fokozódás következménye lehet.

IV.9. Vizsgálatunk korlátai

Egy teljesen egészséges, ortopédiai panasztól mentes populáció lenne az optimális minta a vizsgálat kivitelezéséhez, azonban ennek a csoportnak az ionizáló sugárzással történő terhelése - különösen gyermekkorban - etikai szempontból elfogadhatatlan.

Retrospektív tanulmányként 16 év alatt sem a nemek, sem a korcsoportok eloszlása nem egyenletes. A lányok 1,4-szeres jelenlétét 16 éves kor alatt a vizsgálati populáció jelentős részét kitevő scoliosis gyanú miatt vizsgált csoportban való nagyobb arányú megjelenésük okozza.

Meg kell említeni az EOS vizsgálat során alkalmazott enyhén előrelépett helyzet biomechanikai paraméterekre gyakorolt esetleges hatását.

V. Következtetések

Sikerült igazolnunk, hogy az EOS 2D/3D technológia alkalmas az anatómiai és biomechanikai paraméterek mérésére a 2-24 éves korcsoportban. 4 éves kor alatt a növekedési porcok miatti bizonytalanság csak a Lower limb alignment mód segítségével végzett méréseket teszi lehetővé. A vizsgálat során alkalmazott enyhén előre lépett pozíció befolyásolhatja a szagittális tibiofemorális szög értékét, így ennek megítélését nem javasoljuk a módszer segítségével.

Az EOS technológia alkalmazásával sikerült 14 anatómiai és biomechanikai paraméter pontos normál tartományát megállapítani nagy populáción a 2-24 éves korosztályban, nemenkénti bontásban. Ezek közül több – tudomásunk szerint – eddig nem állt rendelkezésre, vagy csak kis vizsgált populációval, illetve kevésbé pontos mérési eljárással határozták meg. Megállapítottuk, hogy minden általunk vizsgált paraméter értéke összefügg a korrallal.

A csípő-térd eltolódás kivételével minden paraméter esetében találtunk nemek közti különbséget. Ennek oka lehet, hogy az FM-FS csupán minimálisan változik a vizsgált a korcsoportban, hiszen egy csúcstól ($5,47^\circ$ 3 éves kor) eltekintve 1° -on belül marad a változása ($3,74^\circ$ - $4,65^\circ$).

A mért paraméterek változásának tendenciája megfelelt a rendelkezésre álló irodalmi adatoknak, azonban az abszolút értékek több paraméternél is lényegesen eltértek, aminek hátterében az általunk alkalmazott mérési módszer pontosságát, valamint a nagy vizsgált populációt feltételezzük.

Klinikai jelentősége miatt kiemelendő a CD szög, mely a 4-24 éves korcsoportban a fiúknál $132,22^\circ$ -ról $127,38^\circ$ -ra, lányoknál $131,18^\circ$ -ról $127,27^\circ$ -ra csökken. Az mTFA, mely 2 éves korban valgus helyzetet mutat (fiúknál $3,29^\circ$, lányoknál $2,52^\circ$), majd 3 éves korra eléri valgizálódási csúcsát fiúknál $4,27^\circ$ -os, lányoknál $4,85^\circ$ értéken, végül varizálódás indul, melynek kapcsán 6 éves korra neutrálishoz közelítő érték alakul ki. Megfigyeltük, hogy az mTFA változása inkább a tibia anatómiájának változásaival van kapcsolatban. Harmadikként a femoralis torzió emelendő ki, melynek értéke fiúknál $22,41^\circ$ -ról $16,06^\circ$ -ra, lányoknál $21,60^\circ$ -ról $16,09^\circ$ -ra csökken a vizsgált populációban.

Nóvumnak tekinthető a femorotibialis rotáció értékeinek leírása a korcsoportban, és a 10-16 éves korcsoportban megfigyelhető, különösen lányoknál jelentős, kirotáció fokozódás megfigyelése.

Összefoglalás

Az alsó végtag csontos anatómiájának és biomechanikájának változása kiemelkedő klinikai jelentősége miatt számos vizsgálat témáját adta, azonban ezek jellemzően kis elemszámú vagy kevésbé pontos módszert alkalmazó kutatások voltak.

Az ezredfordulón megjelent EOS 2D/3D technológia lehetővé teszi, hogy álló helyzetben, alacsony sugárdózis mellett készítsünk sztereo teljes test röntgenfelvételeket, melyek egyúttal alkalmasak az alsó végtag felületi 3D rekonstrukciójára és 15 anatómiai, illetve biomechanikai paraméter mérésére.

Kutatásunk céljából tűztük ki, hogy igazoljuk az EOS 2D/3D módszer alkalmazhatóságát a gyermek és serdülő korcsoportban, valamint az alsó végtag anatómiai és biomechanikai paramétereinek megállapítását nagy populáción, nemek szerinti bontásban.

Elvégeztük az EOS 2D/3D alsó végtagi 3D rekonstrukció megbízhatósági vizsgálatát, majd kiviteleztük 1022 olyan 2-24 év közötti betegen az alsó végtagi 3D modellezést, akiknél a rutin diagnosztika során készült felvétel nem igazolt alsó végtagi eltérést és nem derült fény a növekedést befolyásoló betegségekre sem. Spearman korreláció, ANOVA és t-próba segítségével végeztük a statisztikai elemzést.

Az értekezés új eredményei és megállapításai

1. Sikeresen alkalmaztuk az EOS 2D/3D technológiát az anatómiai és biomechanikai paraméterek mérésére a 2-24 éves korcsoportban.
2. 4 éves kor alatt a növekedési porcok miatti bizonytalanság nem teszi lehetővé a teljes 3D rekonstrukciót, csak a Lower limb alignment mód segítségével végzett mérések lehetségesek.
3. Megállapítottuk, hogy a vizsgálat során alkalmazott enyhén előre lépett pozíció befolyásolhatja a szagittális tibiofemorális szög értékét, így ennek megítélését nem javasoljuk a módszer segítségével.
4. Az EOS 2D/3D felvételeken alapuló SterEOS Full 3D és Lower limb alignment rekonstrukció megbízhatóságát kiválóan találtuk.
5. Nagy populáción, pontos, 3D alapú mérési eljárással sikerült 15 alsó végtagi paraméter normál értékeit megállapítani a 2-24 éves korcsoportban, nemek szerinti

bontásban. Ezek közül névünknek tekinthető a femorotibialis rotáció, femurfej átmérő, femoralis eltolság és femurnyak hossz értékeinek leírása a korcsoportban.

6. Megvizsgáltuk az alsó végtagi paraméterek nemi jellegzetességeit, és a csípő-térd eltolódás kivételével minden esetben találtunk nemek közti különbséget.
7. A mért paraméterek változásának tendenciája megfelelt a rendelkezésre álló irodalmi adatoknak, azonban az abszolút értékek több paraméternél is lényegesen eltértek, aminek hátterében az általunk alkalmazott mérési módszer pontosságát, valamint a nagy vizsgált populációt feltételezzük.
8. Klinikai jelentősége miatt kiemelendő a collodiaphysealis szög, a mechanikai tibiofemoralis szög és a femoralis torzió értékei:
 - a. A collodiaphysealis szög a 4-24 éves korcsoportban 132° -ról 127° -ra csökken. A korábbi publikációk ennél magasabb kezdeti értéket és jóval markánsabb változást találtak. A különbség mögött az állhat, hogy az általunk alkalmazott 3D-s mérésen alapuló technológia kiküszöböli a collodiaphysealis szöggel párhuzamosan változó femoralis torzióból adódó vetületváltozást.
 - b. A mechanikai tibiofemoralis szög 2 éves korban valgus helyzetet mutat, majd 3 éves korra eléri valgizálódási csúcsát $4,5^\circ$ -os értéken, végül varizálódás indul, melynek kapcsán 6 éves korra neutrálshoz közelítő érték alakul ki.

Megfigyeltük, hogy a mechanikai tibiofemoralis szög inkább a tibia anatómiájának változását követi.
 - c. A femoralis torzió értéke 22° -ról 16° -ra csökken a vizsgált populációban. Ez a változás szintén a kisebb a korábban publikált irodalmi adatoknál, azonban a korábbi tanulmányok között is nagy a szórás. Feltételezzük, hogy az általunk alkalmazott módszer pontosságából és a nagy vizsgált populációból adódik a különbség.

Irodalomjegyzék

1. Dimeglio A (2001) Growth in pediatric orthopaedics. *J Pediatr Orthop* 21:549-555
2. Johnston J, Noble P, Hurwitz D (1998) Biomechanics of the hip. In: Callaghan J, Rosenberg A, HE R (eds) *The Adult Hip*. Lippincott Williams & Wilkins, New York. pp. 81-90
3. Byrne D, Mulhall K, Baker J (2010) Anatomy & Biomechanics of the Hip. *The Open Sports Medicine Journal* 4:51-57
4. Schouten JS, van den Ouweland FA, Valkenburg HA (1992) A 12 year follow up study in the general population on prognostic factors of cartilage loss in osteoarthritis of the knee. *Ann Rheum Dis* 51:932-937
5. Sharma L, Song J, Felson DT, Cahue S, Shamiyeh E, Dunlop DD (2001) The role of knee alignment in disease progression and functional decline in knee osteoarthritis. *JAMA* 286:188-195
6. Brouwer GM, van Tol AW, Bergink AP, Belo JN, Bernsen RM, Reijman M, Pols HA, Bierma-Zeinstra SM (2007) Association between valgus and varus alignment and the development and progression of radiographic osteoarthritis of the knee. *Arthritis Rheum* 56:1204-1211
7. Ortopédiai Szakmai Kollégium (2008) Az Egészségügyi Minisztérium szakmai protokollja Coxarthrosis. Egészségügyi Minisztérium, Budapest.
8. Chitnavis J, Sinsheimer JS, Suchard MA, Clipsham K, Carr AJ (2000) End-stage coxarthrosis and gonarthrosis. Aetiology, clinical patterns and radiological features of idiopathic osteoarthritis. *Rheumatology (Oxford)* 39:612-619
9. Takai S, Sakakida K, Yamashita F, Suzu F, Izuta F (1985) Rotational alignment of the lower limb in osteoarthritis of the knee. *Int Orthop* 9:209-215
10. Westhoff B, Jager M, Krauspe R (2007) Axes of the legs in childhood. *Orthopade* 36:485-498
11. Szendrői M (2009) Ortopédia. Semmelweis Kiadó és Multimédia Stúdió, Budapest.
12. Gurney B (2002) Leg length discrepancy. *Gait Posture* 15:195-206
13. Bonneau N, Libourel PA, Simonis C, Puymerail L, Baylac M, Tardieu C, Gagey O (2012) A three-dimensional axis for the study of femoral neck orientation. *J Anat* 221:465-476
14. Kraus VB, Vail TP, Worrell T, McDaniel G (2005) A comparative assessment of alignment angle of the knee by radiographic and physical examination methods. *Arthritis Rheum* 52:1730-1735

15. Engel GM, Staheli LT (1974) The natural history of torsion and other factors influencing gait in childhood. A study of the angle of gait, tibial torsion, knee angle, hip rotation, and development of the arch in normal children. *Clin Orthop Relat Res*:12-17
16. Cooke D, Scudamore A, Li J, Wyss U, Bryant T, Costigan P (1997) Axial lower-limb alignment: comparison of knee geometry in normal volunteers and osteoarthritis patients. *Osteoarthritis Cartilage* 5:39-47
17. Takahashi T, Yamanaka N, Komatsu M, Ogawa Y, Yoshida S, Yamamoto H (2004) A new computer-assisted method for measuring the tibio-femoral angle in patients with osteoarthritis of the knee. *Osteoarthritis Cartilage* 12:256-259
18. Prakash U, Wigderowitz CA, McGurty DW, Rowley DI (2001) Computerised measurement of tibiofemoral alignment. *J Bone Joint Surg Br* 83:819-824
19. Cooke TD, Scudamore RA, Bryant JT, Sorbie C, Siu D, Fisher B (1991) A quantitative approach to radiography of the lower limb. Principles and applications. *J Bone Joint Surg Br* 73:715-720
20. Brouwer RW, Jakma TS, Bierma-Zeinstra SM, Ginai AZ, Verhaar JA (2003) The whole leg radiograph: standing versus supine for determining axial alignment. *Acta Orthop Scand* 74:565-568
21. Thelen P, Delin C, Folinais D, Radier C (2012) Evaluation of a new low-dose biplanar system to assess lower-limb alignment in 3D: a phantom study. *Skeletal Radiol* 41:1287-1293
22. Siu D, Cooke TD, Broekhoven LD, Lam M, Fisher B, Saunders G, Challis TW (1991) A standardized technique for lower limb radiography. Practice, applications, and error analysis. *Invest Radiol* 26:71-77
23. Koshino T, Takeyama M, Jiang LS, Yoshida T, Saito T (2002) Underestimation of varus angulation in knees with flexion deformity. *Knee* 9:275-279
24. Cooke TD, Sled EA, Scudamore RA (2007) Frontal plane knee alignment: a call for standardized measurement. *J Rheumatol* 34:1796-1801
25. Hunt MA, Fowler PJ, Birmingham TB, Jenkyn TR, Giffin JR (2006) Foot rotational effects on radiographic measures of lower limb alignment. *Can J Surg* 49:401-406
26. Swanson KE, Stocks GW, Warren PD, Hazel MR, Janssen HF (2000) Does axial limb rotation affect the alignment measurements in deformed limbs? *Clin Orthop Relat Res*:246-252
27. Hsu RW, Himeno S, Coventry MB, Chao EY (1990) Normal axial alignment of the lower extremity and load-bearing distribution at the knee. *Clin Orthop Relat Res*:215-227
28. Zampogna B, Vasta S, Amendola A, Uribe-Echevarria Marbach B, Gao Y, Papalia R, Denaro V (2015) Assessing Lower Limb Alignment: Comparison of Standard Knee Xray vs Long Leg View. *Iowa Orthop J* 35:49-54

29. Harrison MM, Cooke TD, Fisher SB, Griffin MP (1994) Patterns of knee arthrosis and patellar subluxation. *Clin Orthop Relat Res*:56-63
30. Cooke T, Scudamore A (2003) Healthy knee alignment and mechanics. In: Callaghan J, Rosenberg A, Rubash H, Simonian P, Wickiewicz T (eds) *The Adult Knee*. Lippincott Williams & Wilkins, New York. pp. 175-186.
31. Ruwe PA, Gage JR, Ozonoff MB, DeLuca PA (1992) Clinical determination of femoral anteversion. A comparison with established techniques. *J Bone Joint Surg Am* 74:820-830
32. Davids JR, Davis RB (2007) Tibial torsion: significance and measurement. *Gait Posture* 26:169-171
33. Hazlewood ME, Simmons AN, Johnson WT, Richardson AM, van der Linden ML, Hillman SJ, Robb JE (2007) The Footprint method to assess transmalleolar axis. *Gait Posture* 25:597-603
34. Lincoln TL, Suen PW (2003) Common rotational variations in children. *J Am Acad Orthop Surg* 11:312-320
35. Staheli LT (1994) Rotational problems in children. *Instr Course Lect* 43:199-209
36. Lee SH, Chung CY, Park MS, Choi IH, Cho TJ (2009) Tibial torsion in cerebral palsy: validity and reliability of measurement. *Clin Orthop Relat Res* 467:2098-2104
37. Sanfridsson J, Ryd L, Svahn G, Fridén T, Jonsson K (2001) Radiographic measurement of femorotibial rotation in weight-bearing. The influence of flexion and extension in the knee on the extensor mechanism and angles of the lower extremity in a healthy population. *Acta Radiol* 42:207-217
38. Feldesman MR (1992) Femur/stature ratio and estimates of stature in children. *Am J Phys Anthropol* 87:447-459
39. Ruff C (2007) Body size prediction from juvenile skeletal remains. *Am J Phys Anthropol* 133:698-716
40. Birkenmaier C, Jorysz G, Jansson V, Heimkes B (2010) Normal development of the hip: a geometrical analysis based on planimetric radiography. *J Pediatr Orthop B* 19:1-8
41. Than P, Sillinger T, Kránicz J, Bellyei A (2004) Radiographic parameters of the hip joint from birth to adolescence. *Pediatr Radiol* 34:237-244
42. Tönnis D (1976) Normal values of the hip joint for the evaluation of X-rays in children and adults. *Clin Orthop Relat Res*:39-47
43. Chao EY, Neluheni EV, Hsu RW, Paley D (1994) Biomechanics of malalignment. *Orthop Clin North Am* 25:379-386
44. Heath CH, Staheli LT (1993) Normal limits of knee angle in white children--genu varum and genu valgum. *J Pediatr Orthop* 13:259-262

45. Saini UC, Bali K, Sheth B, Gahlot N, Gahlot A (2010) Normal development of the knee angle in healthy Indian children: a clinical study of 215 children. *J Child Orthop* 4:579-586
46. Cheng JC, Chan PS, Chiang SC, Hui PW (1991) Angular and rotational profile of the lower limb in 2,630 Chinese children. *J Pediatr Orthop* 11:154-161
47. Cahuzac JP, Vardon D, Sales de Gauzy J (1995) Development of the clinical tibiofemoral angle in normal adolescents. A study of 427 normal subjects from 10 to 16 years of age. *J Bone Joint Surg Br* 77:729-732
48. Omololu B, Tella A, Ogunlade SO, Adeyemo AA, Adebisi A, Alonge TO, Salawu SA, Akinpelu AO (2003) Normal values of knee angle, intercondylar and intermalleolar distances in Nigerian children. *West Afr J Med* 22:301-304
49. Oyewole OO, Akinpelu AO, Odole AC (2013) Development of the tibiofemoral angle in a cohort of Nigerian children during the first 3 years of life. *J Child Orthop* 7:167-173
50. Heshmatipour M, Karimi MT (2011) The angular profile of the knee in Iranian children: A clinical evaluation. *J Res Med Sci* 16:1430-1435
51. Salenius P, Vankka E (1975) The development of the tibiofemoral angle in children. *J Bone Joint Surg Am* 57:259-261
52. Yoo JH, Choi IH, Cho TJ, Chung CY, Yoo WJ (2008) Development of tibiofemoral angle in Korean children. *J Korean Med Sci* 23:714-717
53. Sabharwal S, Zhao C (2009) The hip-knee-ankle angle in children: reference values based on a full-length standing radiograph. *J Bone Joint Surg Am* 91:2461-2468
54. Moreland JR, Bassett LW, Hanker GJ (1987) Radiographic analysis of the axial alignment of the lower extremity. *J Bone Joint Surg Am* 69:745-749
55. Fahlman L, Sangeorzan E, Chheda N, Lambright D (2014) Older Adults without Radiographic Knee Osteoarthritis: Knee Alignment and Knee Range of Motion. *Clin Med Insights Arthritis Musculoskelet Disord* 7:1-11
56. Bellemans J, Colyn W, Vandenuecker H, Victor J (2012) The Chitranjan Ranawat award: is neutral mechanical alignment normal for all patients? The concept of constitutional varus. *Clin Orthop Relat Res* 470:45-53
57. Cherian JJ, Kapadia BH, Banerjee S, Jauregui JJ, Issa K, Mont MA (2014) Mechanical, Anatomical, and Kinematic Axis in TKA: Concepts and Practical Applications. *Curr Rev Musculoskelet Med* 7:89-95
58. Insall JN, Binazzi R, Soudry M, Mestriner LA (1985) Total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*:13-22

59. Popkov D, Lascombes P, Berte N, Hetzel L, Baptista BR, Popkov A, Journeau P (2015) The normal radiological anteroposterior alignment of the lower limb in children. *Skeletal Radiol* 44:197-206
60. Sabharwal S, Zhao C, Edgar M (2008) Lower limb alignment in children: reference values based on a full-length standing radiograph. *J Pediatr Orthop* 28:740-746
61. Jacquemier M, Glard Y, Pomero V, Viehweger E, Jouve JL, Bollini G (2008) Rotational profile of the lower limb in 1319 healthy children. *Gait Posture* 28:187-193
62. Staheli LT, Corbett M, Wyss C, King H (1985) Lower-extremity rotational problems in children. Normal values to guide management. *J Bone Joint Surg Am* 67:39-47
63. Cordier W, Katthagen BD (2000) [Femoral torsional deformities]. *Orthopade* 29:795-801
64. Fabry G, MacEwen GD, Shands AR (1973) Torsion of the femur. A follow-up study in normal and abnormal conditions. *J Bone Joint Surg Am* 55:1726-1738
65. Gaumétou E, Quijano S, Ilharreborde B, Presedo A, Thoreux P, Mazda K, Skalli W (2014) EOS analysis of lower extremity segmental torsion in children and young adults. *Orthop Traumatol Surg Res* 100:147-151
66. Charpak G (1996) [Prospects for the use in medicine of new detectors of ionizing radiation]. *Bull Acad Natl Med* 180:161-168
67. Charpak G, Bouclier R, Bressani T, Favier J, Zupančič C (1968) The use of multiwire proportional counters to select and localize charged particles. *Nuclear Instruments and Methods* 62:262-268
68. Illés T, Somoskeöy S (2012) The EOS™ imaging system and its uses in daily orthopaedic practice. *Int Orthop* 36:1325-1331
69. Tarhan T, Froemel D, Meurer A (2015) [EOS imaging acquisition system : 2D/3D diagnostics of the skeleton]. *Orthopade* 44:977-988
70. Wybier M, Bossard P (2013) Musculoskeletal imaging in progress: the EOS imaging system. *Joint Bone Spine* 80:238-243
71. Bertrand S (2005) In vivo 3D geometrical modeling of the human trunk using EOS XRay system. *Engineering Sciences. Arts et Métiers ParisTech, Paris.*
72. Deschênes S, Charron G, Beaudoin G, Labelle H, Dubois J, Miron MC, Parent S (2010) Diagnostic imaging of spinal deformities: reducing patients radiation dose with a new slot-scanning X-ray imager. *Spine (Phila Pa 1976)* 35:989-994
73. Obeid I, Illés T (2009) EOS — a new 2D|3D, low dose musculoskeletal imaging system. *ArgoSpine News & Journal* 21:122-126

74. Damet J, Fournier P, Monnin P, Sans-Merce M, Ceroni D, Zand T, Verdun FR, Baechler S (2014) Occupational and patient exposure as well as image quality for full spine examinations with the EOS imaging system. *Med Phys* 41:063901
75. Gheno R, Nectoux E, Herbaux B, Baldisserotto M, Glock L, Cotten A, Boutry N (2012) Three-dimensional measurements of the lower extremity in children and adolescents using a low-dose biplanar X-ray device. *Eur Radiol* 22:765-771
76. Ohl X, Stanchina C, Billuart F, Skalli W (2010) Shoulder bony landmarks location using the EOS low-dose stereoradiography system: a reproducibility study. *Surg Radiol Anat* 32:153-158
77. Delin C, Silvera S, Bassinet C, Thelen P, Rehel JL, Legmann P, Folinais D (2014) Ionizing radiation doses during lower limb torsion and anteversion measurements by EOS stereoradiography and computed tomography. *Eur J Radiol* 83:371-377
78. Faria R, McKenna C, Wade R, Yang H, Woolacott N, Sculpher M (2013) The EOS 2D/3D X-ray imaging system: a cost-effectiveness analysis quantifying the health benefits from reduced radiation exposure. *Eur J Radiol* 82:342-349
79. EOS Imaging. In., <http://www.eos-imaging.com/en/eos-products-3/micro-dose-2.html>. Accessed at 2015.12.15.
80. Chaibi Y, Cresson T, Aubert B, Hausselle J, Neyret P, Hauger O, de Guise JA, Skalli W (2012) 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* 15:457-466
81. Journé A, Sadaka J, Bécicourt C, Sautet A (2012) New method for measuring acetabular component positioning with EOS imaging: feasibility study on dry bone. *Int Orthop* 36:2205-2209
82. Lazennec JY, Rangel A, Baudoin A, Skalli W, Catonne Y, Rousseau MA (2011) The EOS imaging system for understanding a patellofemoral disorder following THR. *Orthop Traumatol Surg Res* 97:98-101
83. Szuper K, Somoskeöy S, Than P, Illés T (2012) EOS 2D/3D képalkotás alkalmazási lehetőségei az alsó végtagon. *Magyar Traumatológia Ortopédia Kézsebészet Plasztikai Sebészet* 3:203-212
84. Demzik AL, Alvi HM, Delagrammaticas DE, Martell JM, Beal MD, Manning DW (2015) Inter-Rater and Intra-Rater Repeatability and Reliability of EOS 3-Dimensional Imaging Analysis Software. *J Arthroplasty* [Epub ahead of print]

85. Lazennec JY, Rousseau MA, Brusson A, Folinais D, Amel M, Clarke I, Pour AE (2015) Total Hip Prostheses in Standing, Sitting and Squatting Positions: An Overview of Our 8 Years Practice Using the EOS Imaging Technology. *Open Orthop J* 9:26-44
86. Assi A, Chaibi Y, Presedo A, Dubousset J, Ghanem I, Skalli W (2013) Three-dimensional reconstructions for asymptomatic and cerebral palsy children's lower limbs using a biplanar X-ray system: a feasibility study. *Eur J Radiol* 82:2359-2364
87. Rosskopf AB, Ramseier LE, Sutter R, Pfirrmann CW, Buck FM (2014) Femoral and tibial torsion measurement in children and adolescents: comparison of 3D models based on low-dose biplanar radiography and low-dose CT. *AJR Am J Roentgenol* 202:285-291
88. Than P, Szuper K, Somoskeöy S, Warta V, Illés T (2012) Geometrical values of the normal and arthritic hip and knee detected with the EOS imaging system. *Int Orthop* 36:1291-1297
89. Folinais D, Thelen P, Delin C, Radier C, Catonne Y, Lazennec JY (2013) Measuring femoral and rotational alignment: EOS system versus computed tomography. *Orthop Traumatol Surg Res* 99:509-516
90. Boutry N, Dutouquet B, Leleu X, Vieillard MH, Duhamel A, Cotten A (2013) Low-dose biplanar skeletal survey versus digital skeletal survey in multiple myeloma. *Eur Radiol* 23:2236-2245
91. Guenoun B, Zadegan F, Aim F, Hannouche D, Nizard R (2012) Reliability of a new method for lower-extremity measurements based on stereoradiographic three-dimensional reconstruction. *Orthop Traumatol Surg Res* 98:506-513
92. Sigmann MH, Delabrousse E, Riethmuller D, Runge M, Peyron C, Aubry S (2014) An evaluation of the EOS X-ray imaging system in pelvimetry. *Diagn Interv Imaging* 95:833-838
93. Meijer MF, Boerboom AL, Stevens M, Bulstra SK, Reininga IH (2014) Assessment of prosthesis alignment after revision total knee arthroplasty using EOS 2D and 3D imaging: a reliability study. *PLoS One* 9:e104613
94. Bittersohl B, Freitas J, Zaps D, Schmitz MR, Bomar JD, Muhamad AR, Hosalkar HS (2013) EOS imaging of the human pelvis: reliability, validity, and controlled comparison with radiography. *J Bone Joint Surg Am* 95:581-589
95. Winer B, Brown D, Michels K (1991) *Statistical Principles In Experimental Design*. McGraw-Hill, New York.
96. Azmy C, Guérard S, Bonnet X, Gabrielli F, Skalli W (2010) EOS orthopaedic imaging system to study patellofemoral kinematics: assessment of uncertainty. *Orthop Traumatol Surg Res* 96:28-36

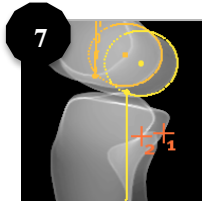
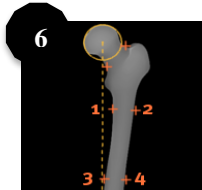
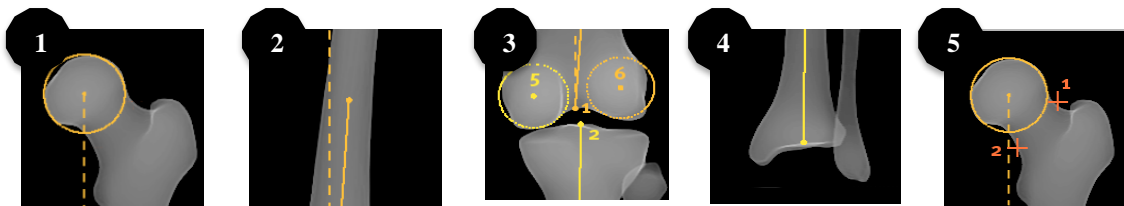
97. Piriou P, Bugyan H, Casalonga D, Lizée E, Trojani C, Versier G (2013) Can hip anatomy be reconstructed with femoral components having only one neck morphology? A study on 466 hips. *J Arthroplasty* 28:1185-1191
98. Schmitz MR, Bittersohl B, Zaps D, Bomar JD, Pennock AT, Hosalkar HS (2013) Spectrum of radiographic femoroacetabular impingement morphology in adolescents and young adults: an EOS-based double-cohort study. *J Bone Joint Surg Am* 95:e90
99. Morin SN, Wall M, Belzile EL, Godbout B, Moser TP, Michou L, Ste-Marie LG, de Guise JA, Rahme E, Brown JP (2015) Assessment of femur geometrical parameters using EOS™ imaging technology in patients with atypical femur fractures; preliminary results. *Bone* 83:184-189
100. Clavé A, Fazilleau F, Cheval D, Williams T, Lefèvre C, Stindel E (2015) Comparison of the reliability of leg length and offset data generated by three hip replacement CAOS systems using EOS™ imaging. *Orthop Traumatol Surg Res* 101:647-653
101. Lazennec JY, Brusson A, Dominique F, Rousseau MA, Pour AE (2015) Offset and anteversion reconstruction after cemented and uncemented total hip arthroplasty: an evaluation with the low-dose EOS system comparing two- and three-dimensional imaging. *Int Orthop* 39:1259-1267
102. Billaud A, Verdier N, de Bartolo R, Lavoine N, Chauveaux D, Fabre T (2015) Acetabular component navigation in lateral decubitus based on EOS imaging: A preliminary study of 13 cases. *Orthop Traumatol Surg Res* 101:271-275
103. Barbier O, Skalli W, Mainard L, Mainard D, (CAOS-France) CAOSF (2014) The reliability of the anterior pelvic plane for computer navigated acetabular component placement during total hip arthroplasty: prospective study with the EOS imaging system. *Orthop Traumatol Surg Res* 100:287-291
104. Joubert K, Mag K, van't Hof M, Darvay S, Ágfalvi R (2006) A testmagasság növekedési sebessége 3 és 18 év között Magyarországon az ezredforduló időszakában : az Országos Longitudinális GyermeKNövekedés-vizsgálat adatai alapján. *Gyermekgyógyászat* 5:517-527
105. Gluckman PD, Hanson MA (2006) Evolution, development and timing of puberty. *Trends Endocrinol Metab* 17:7-12
106. Boese CK, Jostmeier J, Oppermann J, Dargel J, Chang DH, Eysel P, Lechler P (2015) The neck shaft angle: CT reference values of 800 adult hips. *Skeletal Radiol*. [Epub ahead of print]
107. Boese CK, Dargel J, Oppermann J, Eysel P, Scheyerer MJ, Bredow J, Lechler P (2016) The femoral neck-shaft angle on plain radiographs: a systematic review. *Skeletal Radiol* 45:19-28

108. Frost HM (1997) Biomechanical control of knee alignment: some insights from a new paradigm. *Clin Orthop Relat Res*:335-342
109. Frost HM, Schönau E (2001) On longitudinal bone growth, short stature, and related matters: insights about cartilage physiology from the Utah paradigm. *J Pediatr Endocrinol Metab* 14:481-496
110. Sabharwal S, Zhao C, McClemens E (2007) Correlation of body mass index and radiographic deformities in children with Blount disease. *J Bone Joint Surg Am* 89:1275-1283
111. Hamacher P (1974) Röntgenologische Normalwerte des Hüftgelenks, CCD- und AT-Winkel. *Orthopädische Praxis* 10:23-28
112. SHANDS AR, STEELE MK (1958) Torsion of the femur; a follow-up report on the use of the Dunlap method for its determination. *J Bone Joint Surg Am* 40:803-816
113. Ritter MA, DeRosa GP, Babcock JL (1976) Tibial torsion? *Clin Orthop Relat Res*:159-163
114. Hutchins PM, Rambicki D, Comacchio L, Paterson DC (1986) Tibiofibular torsion in normal and treated clubfoot populations. *J Pediatr Orthop* 6:452-455
115. Kristiansen LP, Gunderson RB, Steen H, Reikerås O (2001) The normal development of tibial torsion. *Skeletal Radiol* 30:519-522
116. Freeman MA, Pinskerova V (2005) The movement of the normal tibio-femoral joint. *J Biomech* 38:197-208

Mellékletek

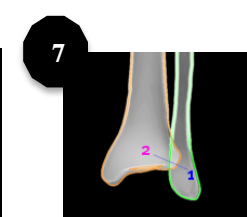
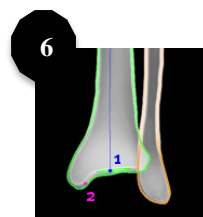
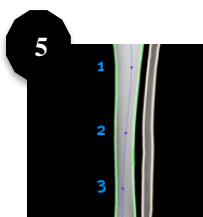
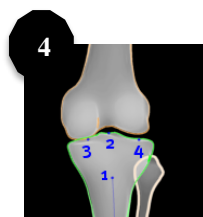
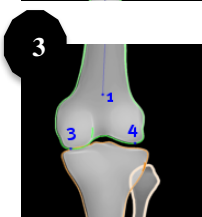
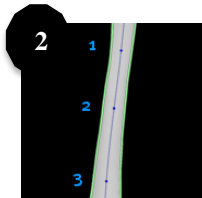
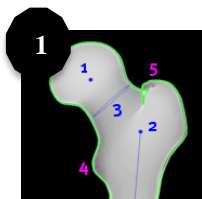
1. Melléklet A SterEOS full 3D rekonstrukció

A rekonstrukció első lépéseként iránypontokat adunk meg a szoftvernek, mely ezek alapján generál egy modellt. Ezt a modellt a második fázisban hozzáigazítjuk a felvételekhez, így hozva létre a pontos felszíni 3D rekonstrukciót. A szükséges iránypontokat, valamint a modell igazítási lehetőségeit a lenti ábrán foglaltam össze a szoftver használati útmutatója alapján.



Iránypontok

1. A femurfej
2. A femur diaphysis alsó 1/3-ának középpontja
3. A femur condylusok és a fossa intercondylaris helye és mérete, az eminentia intercondylaris
4. A facies articularis inferior tibiae középpontja
5. A femurnyak meghatározása
6. A femur proximális 1/3-ának meghatározása
7. A mediális és laterális femur condylus meghatározása



Modell igazítási lehetőségei

1. Femurfej, proximális metaphysis, nyakátmérő, trochanterek
2. Femur diaphysis
3. Femur disztális metaphysis, femur condylusok
4. Proximalis tibia metaphysis, eminentia intercondylaris, tibia plató
5. Tibia diaphysis
6. Facies articularis inferior tibiae, malleolus medialis
7. Malleolus lateralis

2. Melléklet Az ajánlott referenciatartományok

A következő táblázatokban a paraméterek kutatásunk alapján javasolt normál tartományát foglalom össze az átlag \pm S.D. értékek alapján.

Életkor (Év)	Nem	Femur hossz (cm)	Tibia hossz (cm)	Végtag hossz (cm)
2	Férfi	15,88 - 20,32	13,62 - 16,96	29,77 - 37,58
	Nő	19,13 - 21,44	16,37 - 18,43	35,83 - 40,11
3	Férfi	22,34 - 23,86	18,82 - 20,78	41,35 - 45,05
	Nő	21,51 - 22,49	18,11 - 20,22	40,00 - 42,57
4	Férfi	24,16 - 26,36	21,22 - 22,41	46,38 - 49,46
	Nő	21,68 - 25,22	19,03 - 22,57	41,73 - 48,64
5	Férfi	25,53 - 28,19	21,75 - 24,96	47,79 - 53,58
	Nő	22,91 - 26,96	20,16 - 23,54	43,94 - 50,63
6	Férfi	25,88 - 30,35	23,11 - 25,19	50,16 - 54,93
	Nő	26,80 - 30,22	23,33 - 26,30	51,04 - 56,93
7	Férfi	27,16 - 30,99	24,41 - 27,38	52,61 - 59,05
	Nő	28,08 - 31,75	24,29 - 27,45	52,94 - 59,60
8	Férfi	30,04 - 35,15	26,01 - 30,46	56,57 - 66,34
	Nő	29,16 - 33,83	26,12 - 29,16	56,42 - 63,01
9	Férfi	32,45 - 37,33	28,01 - 32,20	60,74 - 70,09
	Nő	31,68 - 38,05	27,88 - 32,14	59,72 - 69,21
10	Férfi	33,55 - 37,69	29,70 - 35,91	63,96 - 76,94
	Nő	34,93 - 38,77	28,38 - 34,09	61,18 - 73,29
11	Férfi	37,34 - 42,38	33,73 - 38,16	71,48 - 80,79
	Nő	36,01 - 40,73	31,67 - 36,31	68,10 - 77,31
12	Férfi	38,67 - 41,73	33,90 - 37,45	73,12 - 79,59
	Nő	37,74 - 42,34	33,14 - 37,53	71,48 - 80,23
13	Férfi	40,80 - 45,23	35,30 - 40,22	76,79 - 85,96
	Nő	38,26 - 42,20	33,21 - 36,87	71,99 - 79,46
14	Férfi	40,45 - 45,35	35,12 - 39,69	76,13 - 85,38
	Nő	39,17 - 44,34	33,96 - 39,22	73,84 - 84,09
15	Férfi	42,09 - 46,16	36,50 - 40,61	79,23 - 87,27
	Nő	38,86 - 43,37	33,86 - 37,94	73,26 - 81,70
16	Férfi	39,67 - 45,64	34,45 - 40,22	74,83 - 86,62
	Nő	39,39 - 44,19	34,19 - 38,81	74,18 - 83,45
17	Férfi	38,03 - 45,10	32,77 - 39,73	76,27 - 89,92
	Nő	36,10 - 42,81	32,09 - 38,05	73,23 - 86,10
18	Férfi	37,42 - 45,23	33,55 - 40,88	73,03 - 88,30
	Nő	36,40 - 43,60	32,46 - 38,92	72,78 - 86,10
19	Férfi	39,19 - 45,25	35,06 - 40,46	72,00 - 82,57
	Nő	39,39 - 46,14	35,11 - 40,60	76,07 - 87,58
20	Férfi	38,47 - 44,02	34,13 - 39,05	76,37 - 86,42
	Nő	37,47 - 42,95	33,52 - 38,39	73,43 - 83,05
21	Férfi	38,38 - 45,30	34,34 - 40,44	73,28 - 87,42
	Nő	39,02 - 44,58	34,91 - 39,85	73,34 - 86,57
22	Férfi	37,16 - 44,93	33,25 - 40,16	72,27 - 87,07
	Nő	37,64 - 45,87	33,67 - 41,09	70,70 - 84,01
23	Férfi	37,53 - 44,80	33,57 - 40,04	72,13 - 84,87
	Nő	37,49 - 43,89	33,51 - 39,14	72,75 - 86,68
24	Férfi	38,18 - 45,07	34,17 - 40,06	73,48 - 85,25
	Nő	36,64 - 43,68	32,79 - 39,04	70,76 - 84,72

Az alsó végtag longitudinális paramétereinek javasolt referenciatartományai

Életkor (Év)	Nem	CD szög (°)	Femurfej átmérő (mm)	Femorális eltoltság (mm)	Femurnyak hossz (mm)
2	Férfi		21,50 - 26,00		
	Nő		21,90 - 24,10		
3	Férfi		25,50 - 27,50		
	Nő		24,74 - 27,26		
4	Férfi	127,76 - 136,68	25,79 - 28,94	21,73 - 27,88	30,92 - 35,08
	Nő	125,94 - 136,43	23,31 - 28,02	20,38 - 27,07	28,44 - 34,38
5	Férfi	127,30 - 136,71	27,17 - 30,52	22,42 - 29,08	30,64 - 37,85
	Nő	125,36 - 135,16	24,34 - 30,24	21,88 - 29,19	29,30 - 35,69
6	Férfi	126,84 - 133,87	27,96 - 33,40	24,58 - 32,43	32,11 - 41,01
	Nő	126,36 - 134,48	27,98 - 32,10	23,87 - 30,28	31,65 - 37,17
7	Férfi	125,21 - 133,93	28,80 - 33,90	25,50 - 32,31	34,02 - 40,95
	Nő	125,67 - 138,89	29,56 - 33,10	23,44 - 31,63	33,32 - 39,20
8	Férfi	126,67 - 136,24	30,91 - 36,15	25,64 - 32,75	34,86 - 41,64
	Nő	124,28 - 134,11	30,05 - 35,66	27,14 - 33,74	34,94 - 41,55
9	Férfi	124,70 - 139,26	33,52 - 37,80	27,14 - 35,96	38,86 - 45,25
	Nő	126,28 - 134,05	33,05 - 39,64	29,08 - 36,50	37,23 - 47,83
10	Férfi	124,46 - 135,64	34,24 - 39,83	29,70 - 37,48	39,97 - 46,75
	Nő	126,34 - 136,20	34,57 - 39,28	28,76 - 36,58	40,27 - 46,24
11	Férfi	124,77 - 135,51	35,13 - 42,36	30,55 - 39,04	40,96 - 50,20
	Nő	123,98 - 134,25	36,31 - 41,51	31,86 - 39,91	41,52 - 49,10
12	Férfi	123,97 - 132,13	39,50 - 45,08	35,59 - 42,02	45,12 - 52,26
	Nő	125,71 - 134,32	37,79 - 43,12	32,83 - 41,55	43,43 - 51,60
13	Férfi	124,70 - 135,56	39,99 - 46,17	34,58 - 44,15	46,25 - 54,38
	Nő	125,85 - 135,03	38,09 - 42,04	33,46 - 41,10	44,59 - 51,32
14	Férfi	123,92 - 135,69	41,48 - 47,15	33,49 - 44,23	44,92 - 55,43
	Nő	124,52 - 135,40	38,93 - 45,08	32,01 - 43,88	44,00 - 54,16
15	Férfi	124,14 - 134,17	42,33 - 48,70	35,59 - 47,11	47,43 - 57,31
	Nő	125,04 - 133,17	38,99 - 44,34	34,56 - 42,86	45,02 - 52,34
16	Férfi	123,99 - 132,66	41,70 - 47,86	36,08 - 45,76	46,66 - 55,88
	Nő	125,12 - 132,64	38,96 - 45,26	34,12 - 42,63	44,65 - 52,85
17	Férfi	124,84 - 130,23	40,15 - 48,51	36,19 - 47,65	44,68 - 55,46
	Nő	126,43 - 132,15	38,12 - 45,02	39,63 - 46,99	43,68 - 51,79
18	Férfi	125,79 - 131,37	40,25 - 48,95	37,95 - 47,45	46,00 - 55,90
	Nő	125,40 - 131,03	39,91 - 46,64	37,82 - 46,06	45,25 - 53,63
19	Férfi	125,02 - 130,35	39,31 - 45,63	38,92 - 44,76	44,85 - 51,77
	Nő	124,97 - 131,49	41,49 - 47,74	40,14 - 47,97	46,90 - 54,66
20	Férfi	124,43 - 129,25	41,71 - 47,50	39,51 - 47,37	47,13 - 53,52
	Nő	125,08 - 132,50	40,43 - 45,53	38,19 - 45,48	46,02 - 52,02
21	Férfi	124,77 - 130,88	40,15 - 47,73	39,65 - 47,75	45,71 - 54,63
	Nő	124,83 - 130,33	40,18 - 47,29	39,54 - 47,00	45,75 - 54,21
22	Férfi	123,42 - 130,59	39,45 - 48,16	39,07 - 47,33	45,07 - 54,24
	Nő	125,89 - 131,62	38,76 - 45,90	38,18 - 45,79	44,08 - 52,48
23	Férfi	124,30 - 131,86	39,53 - 46,36	38,99 - 46,29	44,98 - 53,02
	Nő	124,59 - 130,24	39,86 - 47,33	38,55 - 47,27	45,20 - 54,05
24	Férfi	125,22 - 129,53	40,26 - 46,56	39,77 - 46,50	45,84 - 53,26
	Nő	124,60 - 129,87	38,89 - 45,89	37,15 - 44,79	44,15 - 51,73

A proximális femurvég anatómiai paramétereinek javasolt referenciatartományai

Életkor (Év)	Nem	mTFA (°)	FM-FS (°)	Femur mechanikai szöge (°)	Tibia mechanikai szöge (°)
2	Férfi	-0,17 - 6,74	3,06 - 5,35		
	Nő	0,27 - 4,76			
3	Férfi	1,39 - 7,14	3,86 - 7,07		
	Nő	2,95 - 6,75			
4	Férfi	-0,83 - 5,79	1,96 - 5,52	91,37 - 93,73	87,00 - 90,38
	Nő	-1,72 - 4,30		89,36 - 95,48	87,23 - 92,11
5	Férfi	-0,87 - 4,57	2,34 - 5,68	90,45 - 94,00	86,23 - 89,01
	Nő	-0,94 - 3,80		90,39 - 95,49	86,75 - 89,53
6	Férfi	-2,44 - 2,06	2,59 - 5,25	90,08 - 94,37	86,95 - 92,79
	Nő	-2,44 - 4,27		91,61 - 95,57	84,31 - 90,80
7	Férfi	-3,03 - 1,69	2,66 - 5,41	89,64 - 94,36	87,61 - 91,45
	Nő	0,11 - 3,91		91,16 - 95,61	88,06 - 91,64
8	Férfi	-3,07 - 1,27	3,13 - 5,11	90,63 - 94,41	87,27 - 91,27
	Nő	-1,27 - 4,46		91,44 - 95,16	87,00 - 91,89
9	Férfi	-1,40 - 2,88	3,07 - 5,37	91,41 - 95,36	87,13 - 91,04
	Nő	-0,82 - 3,19		91,48 - 94,84	87,18 - 91,12
10	Férfi	-0,58 - 2,28	2,87 - 5,47	90,52 - 94,69	88,28 - 90,70
	Nő	-0,55 - 2,46		92,11 - 95,72	88,70 - 91,69
11	Férfi	-2,31 - 1,87	3,36 - 5,54	91,30 - 94,92	85,83 - 90,72
	Nő	-2,79 - 1,88		92,21 - 95,89	85,92 - 91,53
12	Férfi	-2,24 - 1,63	2,86 - 5,37	91,73 - 95,07	86,42 - 91,09
	Nő	-1,80 - 2,67		92,40 - 95,72	86,93 - 91,94
13	Férfi	-1,95 - 2,55	2,87 - 5,14	92,25 - 95,31	87,04 - 90,81
	Nő	-2,79 - 1,85		91,40 - 95,26	86,20 - 91,84
14	Férfi	-2,95 - 2,47	3,01 - 5,43	91,70 - 95,29	85,24 - 90,93
	Nő	-2,59 - 2,26		91,58 - 95,52	86,20 - 91,18
15	Férfi	-4,37 - 1,00	3,32 - 5,71	91,58 - 94,53	85,61 - 90,29
	Nő	-2,73 - 2,84		91,39 - 95,49	86,01 - 92,08
16	Férfi	-3,85 - 0,36	3,05 - 5,54	91,35 - 94,99	84,56 - 88,35
	Nő	-2,09 - 2,76		91,48 - 94,96	86,24 - 91,16
17	Férfi	-3,20 - 3,35	3,87 - 5,44	90,94 - 95,25	85,97 - 91,52
	Nő	-1,65 - 2,14		90,41 - 93,69	87,31 - 90,59
18	Férfi	-2,44 - 2,46	3,02 - 5,23	90,88 - 93,96	86,66 - 90,49
	Nő	-1,85 - 2,93		90,47 - 94,00	87,61 - 90,72
19	Férfi	-0,56 - 1,50	3,36 - 4,94	91,54 - 94,07	86,94 - 89,52
	Nő	-2,42 - 2,50		91,37 - 94,05	87,27 - 89,58
20	Férfi	-1,70 - 2,51	3,60 - 5,21	90,84 - 93,44	87,50 - 90,15
	Nő	-2,39 - 1,90		90,82 - 94,39	86,94 - 90,14
21	Férfi	-1,38 - 1,88	3,51 - 5,12	91,22 - 93,51	87,49 - 89,78
	Nő	-1,30 - 2,14		91,51 - 94,09	86,44 - 90,55
22	Férfi	-1,20 - 1,11	3,71 - 5,46	90,99 - 93,98	86,91 - 89,88
	Nő	-0,87 - 1,25		91,51 - 94,11	86,89 - 89,49
23	Férfi	-1,03 - 0,81	3,58 - 5,44	91,43 - 94,14	86,86 - 89,57
	Nő	-0,87 - 1,25		90,80 - 94,16	86,87 - 90,20
24	Férfi	-0,56 - 1,63	3,48 - 5,17	90,67 - 93,76	87,24 - 90,33
	Nő	-0,81 - 1,45		90,95 - 93,61	87,60 - 90,39

Az alsó végtag tengelyállásával kapcsolatos paraméterek javasolt referenciatartományai

Életkor (Év)	Nem	Femoralis torzió (°)	Tibialis torzió (°)	Femorotibialis rotáció (°)
4	Férfi	13,24 - 31,58	30,91 - 41,57	-4,48 - 1,12
	Nő	11,31 - 31,89	29,72 - 38,41	-3,58 - 5,26
5	Férfi	11,81 - 30,59	29,15 - 39,78	-4,71 - 7,82
	Nő	15,99 - 36,91	25,70 - 37,68	-3,10 - 8,48
6	Férfi	11,52 - 32,80	24,82 - 34,55	-2,52 - 11,86
	Nő	13,57 - 33,38	25,96 - 35,18	-4,32 - 11,02
7	Férfi	11,96 - 36,02	27,33 - 36,90	-4,55 - 8,00
	Nő	13,19 - 32,48	25,87 - 35,73	-2,73 - 9,45
8	Férfi	12,63 - 37,36	23,82 - 37,71	-2,69 - 7,68
	Nő	16,82 - 31,86	23,87 - 35,89	-4,70 - 4,43
9	Férfi	17,58 - 31,98	27,07 - 36,99	-3,10 - 6,40
	Nő	11,76 - 27,94	26,96 - 36,46	-3,34 - 6,29
10	Férfi	15,94 - 35,56	27,60 - 37,12	-0,36 - 10,16
	Nő	9,80 - 29,60	27,09 - 36,97	2,30 - 12,60
11	Férfi	8,05 - 26,02	27,70 - 39,44	-2,42 - 10,96
	Nő	15,15 - 33,08	26,04 - 38,67	-0,71 - 13,66
12	Férfi	12,98 - 33,85	23,85 - 36,21	-2,68 - 9,24
	Nő	14,52 - 31,92	24,67 - 39,30	0,06 - 12,38
13	Férfi	11,42 - 32,85	28,26 - 42,30	-3,67 - 11,04
	Nő	15,01 - 31,31	26,33 - 39,56	-0,75 - 12,29
14	Férfi	8,41 - 33,19	25,94 - 38,05	-1,93 - 12,48
	Nő	9,31 - 29,72	26,51 - 38,92	0,85 - 13,30
15	Férfi	6,65 - 29,21	26,96 - 42,77	-1,49 - 12,30
	Nő	11,90 - 31,40	26,37 - 39,94	2,21 - 13,88
16	Férfi	12,45 - 28,04	28,61 - 44,40	-1,34 - 10,14
	Nő	10,55 - 35,40	29,19 - 41,68	-0,94 - 12,46
17	Férfi	9,90 - 27,18	31,14 - 45,55	-0,86 - 7,47
	Nő	12,27 - 22,31	31,36 - 44,41	0,24 - 7,32
18	Férfi	14,07 - 28,53	33,82 - 44,30	-2,93 - 8,76
	Nő	14,07 - 24,37	31,16 - 43,68	-0,72 - 7,89
19	Férfi	9,92 - 24,10	31,79 - 43,69	-0,40 - 6,40
	Nő	10,45 - 26,67	35,39 - 44,26	-1,85 - 8,53
20	Férfi	8,11 - 23,55	33,88 - 42,94	-0,78 - 6,96
	Nő	12,33 - 23,60	32,54 - 44,42	0,62 - 9,45
21	Férfi	12,01 - 23,33	34,20 - 43,60	2,36 - 7,91
	Nő	11,61 - 21,26	33,40 - 41,89	-0,27 - 7,17
22	Férfi	14,35 - 20,55	34,59 - 42,22	-0,77 - 7,39
	Nő	14,69 - 21,72	34,85 - 41,75	-0,52 - 7,79
23	Férfi	14,71 - 22,71	34,51 - 43,04	-0,29 - 7,80
	Nő	15,35 - 22,11	35,30 - 43,24	-0,55 - 6,55
24	Férfi	12,64 - 19,48	36,63 - 42,97	0,39 - 7,85
	Nő	12,78 - 19,40	34,23 - 42,01	0,85 - 7,68

Az alsó végtag torziós és rotációs paramétereinek javasolt referenciatartományai

A dolgozat alapjául szolgáló publikációk

Schlégl ÁT, O'Sullivan I, Varga P, Than P, Vermes Cs: Determination and correlation of lower limb anatomical parameters and bone age during skeletal growth (based on 1005 cases). J Orthop Res, Accepted: 05. August 2016. **IF: 2,88, SJR: 1,464 (Q1)**

Schlégl ÁT, O'Sullivan I, Varga P, Than P, Vermes Cs: A Hassel–Farman módszer alkalmazása a csontkor meghatározására, valamint ennek összefüggése az alsó végtag biomechanikai paramétereivel. Magyar Traumatológia Ortopédia Kézsebészet Plasztikai Sebészet, 2015;58(4):105-121.

Schlégl AT, Szuper K, Somoskeőy S, Than P: Az alsó végtag tengelyállásának vizsgálati lehetőségei - Tapasztalataink az új EOS 2D/3D technológiával. Magyar Traumatológia Ortopédia Kézsebészet Plasztikai Sebészet, 2015;58(2-3):127-139.

Schlégl ÁT, Szuper K, Somoskeőy S, Than P: Three dimensional radiological imaging of normal lower-limb alignment in children. Int Orthop. 2015 Oct;39(10):2073-2080. **IF: 2,39, SJR: 1,508 (Q1)**

Schlégl ÁT: Az alsó végtag anatómiai és biomechanikai paramétereinek 3D rekonstrukció alapú vizsgálata gyermekkorban a csontkor függvényében. Magyar Ortopéd Társaság: Zinner Nándor pályamunka 2015

Szuper K, **Schlégl AT, Leidecker E, Vermes C, Somoskeőy S, Than P:** Three-dimensional quantitative analysis of the proximal femur and the pelvis in children and adolescents using an upright biplanar slot-scanning X-ray system. Pediatr Radiol. 2015 Mar;45(3):411-421. **IF: 1,53, SJR: 0,593 (Q2)**

Schlégl AT, Szuper K, Somoskeőy S, Than P: [Evaluation of the usefulness of the EOS 2D/3D system for the measurement of lower limbs anatomical and biomechanical parameters in

children]. Orv Hetil. 2014 Oct 1;155(43):1701-1712. IF: 2015-re vonatkozóan hirdettek meg először, **SJR: 0,152 (Q3)**

Schlégl AT, Szuper K, Somoskeöy S, Than P: A csípőízület 3D modellezése gyermekkorban. Magyar Traumatológia Ortopédia Kézsebészet Plasztikai Sebészet, 2014;57(4):81-91.

Schlégl ÁT: EOS 2D/3D módszer alkalmazhatóságának vizsgálata a szabad alsó végtag anatómiai és biomechanikai paramétereinek mérésére gyermekkorban, valamint ezek összefüggésének vizsgálata életkorral, magassággal illetve nemmel. Orvosi Hetilap-Semmelweis Egyetem: Regőly-Mérei pályamunka 2014

Schlégl ÁT: A szabad alsó végtag normál anatómiai és biomechanikai paramétereinek vizsgálata gyermekkorban EOS 3D rekonstrukcióval. Magyar Ortopéd Társaság: Zinner Nándor pályamunka 2014

Előadás nemzetközi konferencián:

Schlégl Á, Szuper K, Somoskeöy Sz, Than P: The 3D examination of lower limb alignment in 806 children, adolescents and young adults – 16th EFORT Congress, Prága, 27-29. May 2015. Scientific Programme. pp. 91.

Varga P, O’Sullivan I, **Schlégl ÁT**: Examination of the lower limb's torsional parameters in point of bone age - VII. International and XIII. National Interdisciplinary Grastyán Conference, Pécs, 19-21. March 2015.

Schlégl Á, Somoskeöy Sz, Szuper K, Than P: EOS 2D/3D examination of the proximal femur and pelvis in 508 children and adolescents – 10th CEOC, Split, 8-11. May 2014. Abstract Book. pp. 67.

Schlégl ÁT, Szuper K, Somoskeöy Sz, Tahn P: The examination of the knee joints alignment in children – HMAA Summer Conference Balatonfüred 2014, 22-23. August 2014. Abstract Book. pp. 22.

Schlégl ÁT: The 3D examination of the lower limb's axial parameters in children - HMAA Summer Conference Balatonfüred 2013, Balatonfüred, 16-17. August 2013. Abstract Book. pp. 17.

Schlégl ÁT: The childhood examination of the femoral bone- and hip joint's anatomical parameters with EOS in 2D and 3D - HMAA Summer Conference Balatonfüred 2012, Balatonfüred, 18-19 August 2012. Abstract Book. pp. 20.

Előadás hazai konferencián

Schlégl ÁT, O'Sullivan I, Varga P, Than P, Vermes Cs: A collodiaphysealis szög és a csontkor kapcsolatának vizsgálata 1005 EOS 3D rekonstrukció alapján – Magyar Ortopéd Társaság 2016. évi Kongresszusa, Pécs, 23-25. June 2016.

Varga P, **Schlégl ÁT, O'Sullivan I, Maróti P, Than P, Vermes Cs:** 3D nyomtatás lehetőségei a primer és revíziós csípő protetikában – Magyar Ortopéd Társaság 2016. évi Kongresszusa, Pécs, 23-25. June 2016.

Somoskeöy Sz, **Schlégl ÁT, Belák M, Begovits B, Than P:** Primer térdizületi endoprotézis-beültetés műtéti tervezéséhez használt 3D tervező szoftver megbízhatósági vizsgálata – Magyar Ortopéd Társaság 2016. évi Kongresszusa, Pécs, 23-25. June 2016.

Schlégl ÁT, Varga P, O'Sullivan I, Vermes Cs: Az alsó végtag biomechanikai paramétereinek vizsgálata a csontkor függvényében – Magyar Ortopéd Társaság és a Magyar Traumatológus Társaság 2015. évi közös Kongresszusa, Szombathely-Sárvár, 11-13. June 2015.

Schlégl ÁT, Szuper K, Somoskeöy Sz, Than P: A csípőizület anatómiai paramétereinek 3D vizsgálata gyermekkorban – Magyar Ortopéd Társaság és a Magyar Traumatológus Társaság 2014. évi közös Kongresszusa, Szeged, 22-24. June 2014. Programgüzet. pp. 63.

Szuper K, **Schlégl ÁT, Somoskeöy Sz, Dömse E, Wiegand N, Than P:** Femur és tibia diaphysis törések műtétet követő vizsgálata EOS 2D/3D röntgen készülékkel – Magyar Ortopéd

Társaság és a Magyar Traumatológus Társaság 2014. évi közös Kongresszusa, Szeged, 22-24. June 2014. Programfüzet. pp. 59.

Than P, Somoskeöy Sz, **Schlégl ÁT**: Új preoperatív protézis tervező szoftver alkalmazhatóságának vizsgálata – Magyar Ortopéd Társaság és a Magyar Traumatológus Társaság 2014. évi közös Kongresszusa, Szeged, 22-24. June 2014. Programfüzet. pp. 17.

Schlégl ÁT: Az alsó végtag tengelyállásának 3D vizsgálata gyermekkorban - V. Nemzetközi XI. Országos Interdiszciplináris Grastyán Konferencia, Pécs, 17-19. April 2013.

Schlégl ÁT: A csípőizület és a femur anatómiai paramétereinek vizsgálata LDX (EOS) készülékkel gyermekkorban - IV. Nemzetközi és X. Országos Interdiszciplináris Grastyán Konferencia, Pécs, 12-13. April 2012.

Pószter nemzetközi konferencián

Schlégl ÁT, Varga P, Maróti P, O’Sullivan I, Vermes Cs, Than P: Patient specific 3D printed hip models for easier teaching and better understanding the total hip arthroplasty in developmental dysplasia of the hip – AMEE 2016, Barcelona, 27-31. August 2016. Abstract Book pp. 587.

Schlégl ÁT, O’Sullivan I, Varga P, Than P, Vermes Cs: Bone Age - A potential indicator of lower limb’s anatomical and biomechanical parameters – 17th EFORT Congress, Geneva, 1-3. June 2016.

Kinga Sz, **Schlégl ÁT**, Somoskeöy Sz, Than P: Geometrical values of the normal and arthritic hip and knee detected with the EOS 3D imaging system – 10th CEOC, Split, 8-11. May 2014. Abstract Book. pp. 86.

Támogató

Az értekezés megvalósulását a Nemzeti Kutatási, Fejlesztési és Innovációs Hivatal GINOP-2.3.2-15-2016-00022 (3D nyomtatási és vizualizációs technológiákat alkalmazó interdiszciplináris kutatási, oktatási és fejlesztési központ kialakítása a Pécsi Tudományegyetemen) pályázata támogatta.

