

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

DR. SCHLÉGL ÁDÁM TIBOR, DR. SZUPER KINGA,
DR. SOMOSKEÖY SZABOLCS, DR. THAN PÉTER

Érkezett: 2015. augusztus 3.

DOI: 10.21755/MTO.2015.058.0203.004

ÖSSZEFOGLALÁS

A szerzők a dolgozat bevezetőjében az irodalmi adatok áttekintésével mutatják be az alsó végtag tengelyállásának jelentőségét és a jelenleg elérhető mérési módszereit. Ezután bemutatják az EOS 2D/3D technológiát, mint pontos, torzításmentes módszert a mechanikai és anatómiai tibiofemorális szög (mTFA, aTFA), valamint csípő–térd eltolódás (FM–FS) mérésére. A rutin diagnosztika során készült EOS 2D/3D felvételek közül kiválogatták azt a 823 felvételt a 2–24 éves korosztályból, amely alkalmas az egészséges alsó végtagú populáció prezentálására és elvégezték a felvételek 3D rekonstrukcióját. Az eredményeket nemek szerint t–próba, Spearman korrelációs és lineáris regresszió segítségével elemezték. Megállapították, hogy mindhárom vizsgált paraméter összefügg a korrallal, valamint az mTFA és aTFA nemek szerinti különbséget is mutat. Az mTFA esetében 2 éves korban valgus pozíciót figyeltek meg, amely maximumát 3 évesen érte el (8° fiúknál, 4,9° lányoknál), majd 7 éves korra közel neutrális helyzetet vett fel mindkét nemben. Az aTFA szintén valgus pozíciót mutatott 2 éves korban, amely 3 éves korra fiúknál 13,1°-kal, lányoknál 10,7°-kal tőzött, majd mindkét nemben 4,4° körül megállapodott. Az FM–FS esetében mindkét nemben 4,2° körül ingadózó értéket találtak. Vizsgálatuk alapján megállapítható, hogy az EOS 2D/3D módszer számos előnyös tulajdonsága miatt a jelenleg elérhető egyik legalkalmasabb módszer az alsó végtag tengelyállásának vizsgálatára, hiányában a terhelt teljes alsó végtagi felvétel elfogadható kompromisszum, azonban a megfelelő pozicionálás feltétele a pontos mérésnek. Vizsgálatuk megerősíti a paraméterek eddig ismert karakterisztikáját, de a pontos mérési módszernek köszönhetően enyhén eltérő abszolút értékeket állapítottuk meg.

Kulcsszavak: *Alsó végtag; Femur; Gyermekkor; Háromdimenziós képalkotás; Radiográfiai módszerek; Tengelyállás; Térdízület; Tibia;*

Á. Schlégl, K. Szuper, Sz. Somoskeöy, P. Than: *Assessment of the lower limb axial parameters. Our experience with the novel EOS 2D/3D technology*

The authors review the literature of the importance and the available ways to assess the axial parameters of the lower limb. They present the EOS 2D/3D technology, which can produce 3D reconstructions using distortionless, stereo images of the skeleton of a standing patient with low doses of radiation. 823 patients' lower limb EOS 2D/3D images (aged 2–24 years old) were reconstructed, focusing on the parameters of the lower limb's alignment. All of the examinations were made with orthopaedic indications in daily clinical practice, but no cases were included in which any deformation was present which could change the biomechanics of the lower limb. Data were evaluated using t–test and Spearman correlation analysis. Age- and gender-specific normal values of the anatomical and mechanical tibiofemoral angle (aTFA, mTFA), femur mechanical axis–femur shaft angle (FM–FS) were produced. All of the measured parameters show significant correlation with age, aTFA and mTFA correlate also with gender. The anatomical tibiofemoral angle reaches its maximum varus position by the age of 3: it is 13.1° in males and 10.7° in females; after this it has a valgus tendency and finally settles near to 4.4° in both genders. By the age of 3, the mechanical tibiofemoral angle reaches 8.0° valgus in males and 4.9° in females; then it has a variation tendency until neutral position in both genders. The FM–FS varies around 4,2°. Based on their study, the EOS 2D/3D system is one of the most appropriate methods to measure the lower limb axial parameters at the present, in the absence the conventional standing full lower limb X–ray with proper positioning is

a sufficient option. The characteristics and relationship of the lower limb's age- and gender-associated development known up to that point were confirmed, but –regarding to the accurate measuring method – slightly different absolute values were assessed.

Keywords: *Bone malalignment – Radiography; Child; Femur – Radiography; Imaging, three-dimensional; Knee joint – Radiography; Lower limb – Radiography; Radiography – Methods; Tibia – Radiography;*

BEVEZETÉS

A szabad alsó végtag anatómia és biomechanikai paramétereinek változása és aktuális értéke függ a rassztól, a kortól, a nemtől és a gyermek növekedési dinamikájától egyaránt. Ezért a normál tartományok meghatározása nehézkes, nagy elemszámú és populáció specifikus vizsgálatot igényel. Ezek az adatok azonban fontosak a klinikai gyakorlat számára, hiszen ezek segítségével lehetséges a beavatkozás szükségességének és radikalitásának megítélése, valamint az esetleges korrekció mértékének meghatározása.

Az alsó végtag tengelyállásának eltérései legtöbbször ismeretlen eredetűek, azonban sok betegség esetén az első körjelzők lehetnek. A térd frontalis síkú tengelyeltérése hívhatja fel a figyelmet rachitásra, foszfát diabetesre, renalis osteodistrophiára, Marfan-szindrómára, Blount-betegsége, Ollier-betegsége, spina bifidára, achondroplasiára, osteogenesis imperfectára, illetve metaphysealis chondrodysplasiára. A térd sagittalis síkú tengelyeltérései Ehler–Danloszindróma, Larsen-szindróma és enyhe infantilis cerebroparesis körjelzői lehetnek.

Felnőttkori jelentőségét adja, hogy 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 kialakulásának esélyét ötszörösére emeli, progresszióját többszörösére gyorsítja (23).

A kiemelkedő klinikai jelentőség fényében nem meglepő a téma széleskörű megjelenése a nemzetközi irodalomban. Ezek a tanulmányok azonban nem egységesek sem nomenklatúra, sem módszer tekintetében és sokszor kis esetszámmal dolgoznak, így eredményeiket nehéz összehasonlítani, alapul venni.

Az alsó végtag tengelyállásnak

megítélésére a klinikai gyakorlatban mind fizikális vizsgálati, mind képalkotó eljárások használatban vannak. A fizikális vizsgálati módszerek a legelterjedtebbek, de pontossági korlátjukat nem szabad figyelmen kívül hagyni. A széles körben alkalmazott goniométeres mérés *Kraus* és munkatársai szerint viszonylagos pontossága révén a sugárterheléssel járó radiológiai eljárások helyettesítésére is alkalmas lehet (16). 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 munkatársai (7).

A képalkotó eljárások esetén a pontos megítélést egyedül a terhelt teljes alsó végtag leképezése teszi lehetővé, hiszen a rövid térdfelvétel esetén a mechanikai tengely nem ítéltető meg, valamint olyan eltérések, mint a proximalis coxa vara vagy a distalis tibia vara rejtve maradhatnak (5, 6, 16, 28). Teljes alsó végtag felvételénél is kritikus pont a beteg pozicionálása, hiszen a helytelen beállítás súlyos mérési eltérésekhez vezethet, legyen az rotációs vagy flexiós eltérés (6, 24, 29). *Hunt* és munkatársai tanulmánya rámutatott, hogy a 15°-kal berotált és 15°-kal kirotált helyzetben mért alsó végtagi mechanikai tengely között 3,6°-os, míg a mechanikai tengely eltolódásánál 13 mm-es különbség is felléphet (13). *Swanson* és munkatársai arra is felhívják a figyelmet, hogy ez az eltérés tengelydeformitással rendelkező betegeknél még jelentősebb lehet (25). Az is befolyásolhatja az eredményt, hogy a tengelyek meghatározásánál a csont mekkora részét vesszük figyelembe (12). A klinikai gyakorlatban elterjedt patella előre, valamint posterior condylus módszer is sok hibát rejt magában, hiszen a patella malpozíciója és a condylus aszimmetria is viszonylag gyakori eltérés (6). A pozíció-standardizálásra több módszert is kidolgoztak,

de ezek időigényes és bonyolult voltak miatt nem terjedtek el a klinikumban (6, 24). Szoftveres támogatással is lehetséges az anatómiai tibiofemorális szög (a femur és tibia anatómiai tengelye által bezárt szög) minél pontosabb mérése hagyományos röntgenfelvételen (26). CT és MRI vizsgálat szintén alkalmas eljárás, azonban viszonylag nagyobb sugárdózissal járnak, és/vagy nehezebben elérhetőek, illetve nem teszik lehetővé a terhelés alatti mérést.

Az ezredfordulón megjelent EOS 2D/3D technológia lehetővé teszi álló beteg torzításmentes teljes test sztereo-röntgenfelvételét ultra-alacsony sugárterhelés mellett. A felvételek segítségével lehetőség van a gerinc, a medence, az alsó-végtag és csípőprotézis komponensek 3D modellezésére (14, 20). A rendszer további kiemelkedő előnye, hogy a 3D rekonstrukciót követően a mért értékeket nem a készülékhez, hanem a beteghez illesztett sík alapján méri, kizárva a pozicionálásból adódó hibákat. A módszer megbízhatóságát széles körben vizsgálták, bár gyermek és serdülőkorú alkalmazásával eddig kevés tapasztalat van (1, 9, 10, 17). Klinikánk egy korábbi cikkében már bemutattuk a technológia részleteit és a készülék működését, valamint sikeresen alkalmaztuk a módszert gyermekek biomechanikai paramétereinek mérésére (22, 23, 26, 27).

Az alsó végtag tengelyállásának gyermekkori változása számos cikk témáját adta. Ezek nagy része az anatómia tibiofemorális szöget vizsgálja, mivel ez goniométeres (3, 11, 19), ICD (intercondylar distance) és IMD (intermalleolar distance) mérés (3, 4, 7, 11) és képalkotó

eljárások (18, 20, 30) segítségével is vizsgálható. A jelentősebb irodalmi adatokat az *I. táblázatban* foglaltuk össze.

A mechanikai tibiofemorális szög (a femur és tibia mechanikai tengelye által bezárt szög) gyermekkori változásának már sokkal szűkebb az irodalmi megjelenése, mivel ez csak teljes hosszúságú alsó végtag röntgenfelvételen mérhető. Tudomásunk szerint gyermekkorban eddig csak *Sabharwal* és *Zhao* vizsgálta ezt a paramétert 253 beteg és 354 egészséges 18 év alatti alany végtagján (18).

Az alsó végtag felnőttkori tengelyállása, annak gonarthrosisban betöltött szerepe miatt, széles körben jelenik meg a nemzetközi irodalomban. Bár az alsó végtag mechanikai tengelye normálisan neutrális pozícióban (0°) lenne, ez a helyzet egészséges populációban is viszonylag ritkán jelenik meg. Nagy populáción végzett mérések átlagosan értéke 1–1,5°-os varus helyzetet írtak le (2, 5, 8, 12). Az anatómiai tengely normális értékének meghatározása szintén nem egyértelmű. Az átlagosan mért szögérték férfiak esetében 2°, nők esetében 6° valgus pozíció. Azonban regressziós egyenes alapú számítások igazolták, hogy neutrális mechanikai tengely 8°-os valgus helyzetnél jönne létre. Az anatómiai és mechanikai tengely közötti 5–7°-os különbséget tekinti az irodalom normálisnak (15).

Kutatásunk céljaul tűztük ki, hogy a rendelkezésünkre álló EOS 2D/3D technológiai segítségével nagy, egészségesnek tekinthető populáción állapítsuk meg az alsó végtag tengelyállását a gyermek és fiatal felnőtt populációban.

I. táblázat Az aTFA gyermekkori értékének jelentősebb irodalmi megjelenései (negatív varus, pozitív valgus pozíció) (3, 4, 7, 11, 18–20, 29)

Szerző, populáció, típus (elemszám)	Kor (év)															
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16
Cheng és mtsai., kínai, fizikális vizsg. (n=5 260)		3,9°	5,5°	5,3°	5,0°	4,8°	0,8°	0,7°	0,6°	0,5°	0,4°					
Cahuzac és mtsai., francia, fizikális vizsg. (n=854)										5,5°	5,5°	5,6°	5,1°	5,2°	4,8°	-1,0°
Saini és mtsai., indiai, fizikális vizsg. (n=430)		1,0°	2,3°	4,3°	6,7°	7,9°	6,1°	6,2°	5,5°	5,4°	4,9°	4,8°	4,8°	4,7°	4,6°	
Heath és Staheli, USA (kaukázusi), fizikális vizsg. (n=392)	-12,0°	4,0°	7,0°	6,8°	6,7°	6,6°	6,5°	6,2°	6,0°	5,8°	5,4°					
Engel és Staheli, USA (kaukázusi), fizikális vizsg. (n=320)	-5,0°	4,0°	6,5°	5,5°	2,5°	4,0°	3,5°	3,7°	3,5°	3,4°	3,5°					
Salenius és Vankka, finn, radiológiai vizsg. (n=1 480)	-11,1°	3,5°	12,0°	8,8°	6,5°	4,8°	3,6°	4,5°	4,3°	4,2°	4,5°					
Yoo és mtsai., koreai, radiológiai vizsg. (n=818)	-4,1°	2,6°	5,5°	7,8°	7,0°	6,4°	5,8°	5,6°	4,9°	5,4°	6,5°	5,4°	6,1°	6,4°	5,4°	
Sabharwal és Zhao, USA, radiológiai vizsg. (n=354)	3,8°	9,1°	9,0°	8,6°	9,0°	7,6°	6,7°	6,0°	6,9°	6,4°	6,4°	6,5°	6,7°	6,6°	5,3°	5,3°

ANYAG ÉS MÓDSZER

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. Ebben a korcsoportban 2360 kép állt rendelkezésünkre. Kiválogattuk azt a 727 esetet, amelynél az alsó végtag biomechanikáját befolyásoló eltérés nem igazolódott és korábban nem történt műtéti beavatkozás sem. Kizárásra kerültek azok az esetek, ahol az anamnézisben olyan betegségre derült fény, amely befolyásolhatja a növekedést. Azok a gyermekek sem kerültek be a vizsgált populációba, ahol bármelyik paraméternél jelentősebb oldalkülönbség igazolódott. Klinikánk egy korábbi tanulmányában elvégeztük a felvételeken mindkét alsó végtag 3D rekonstrukcióját, azonban ez 224 esetben (a teljes 30,8%-a) sikertelen volt (helytelen pozicionálás következtében a femur trochanterek

és condylusok azonosítása nem volt lehetséges) (21, 22, 26). Négyéves kor felett elvégeztük a felvételeken mindkét alsó végtag 3D rekonstrukcióját, négyéves kor alatt – a csontsodási magok okozta bizonytalanság miatt – a szoftver (sterEOS 3D v1.4.4.5297, EOS Imaging, Paris, France) lower limb alingment módját alkalmaztuk. Így a 2–16 éves korcsoportban, 503 esetben (187 fiú, 316 lány) volt sikeres az alsó végtagi modellezés.

Ezeknél a pácienseknél az EOS vizsgálatot követően a következő diagnózisok születtek: 354 esetben enyhe scoliosis (Cobb szög <10°), 16 alkalommal enyhe funkcionális kyphosis. 95 esetben a panaszok háttérben (amelyek főleg változó intenzitású derék vagy térdfájdalom voltak) nem találtunk eltérést. 39 betegnél egyéb, az alsó végtag biomechanikáját nem befolyásoló eltéréseket találtunk (úgy, mint enyhe ízületi degeneráció, különböző típusú csontciszta, juvenilis aszeptikus csontelváltozások stb.).

Ezeket a 3D rekonstrukciókat kiegészítettük azzal, hogy a 17–24 éves csoportban, a meglévő 1113 vizsgálatból kiválasztottunk éventenként 20 férfit és 20 nőt. 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 264 esetben semmilyen eltérést nem találtunk, 31 esetben enyhe scoliosist (Cobb szög $<10^\circ$), 8 esetben funkcionális kyphosist és 17 esetben egyéb eltérést találtunk (különböző típusú csontciszták, spina bifida occulta, enyhe degeneratív jelek). Végeredményben 823 felvételen (347 férfi és 476 nő) tudtuk elvégezni a méréseket (II. táblázat).

Retrospektív vizsgálatként a betegek írásos beleegyezésére nem volt szükség. A felvételek ortopédiai indikációval, a rutin diagnosztika során készültek. A radiológiai vizsgálat elvégzéséhez a páciens vagy szülőjének írásos beleegyezésére volt szükség, amiben az elkészült felvételek későbbi kutatási célú felhasználásába is beleegyeztek.

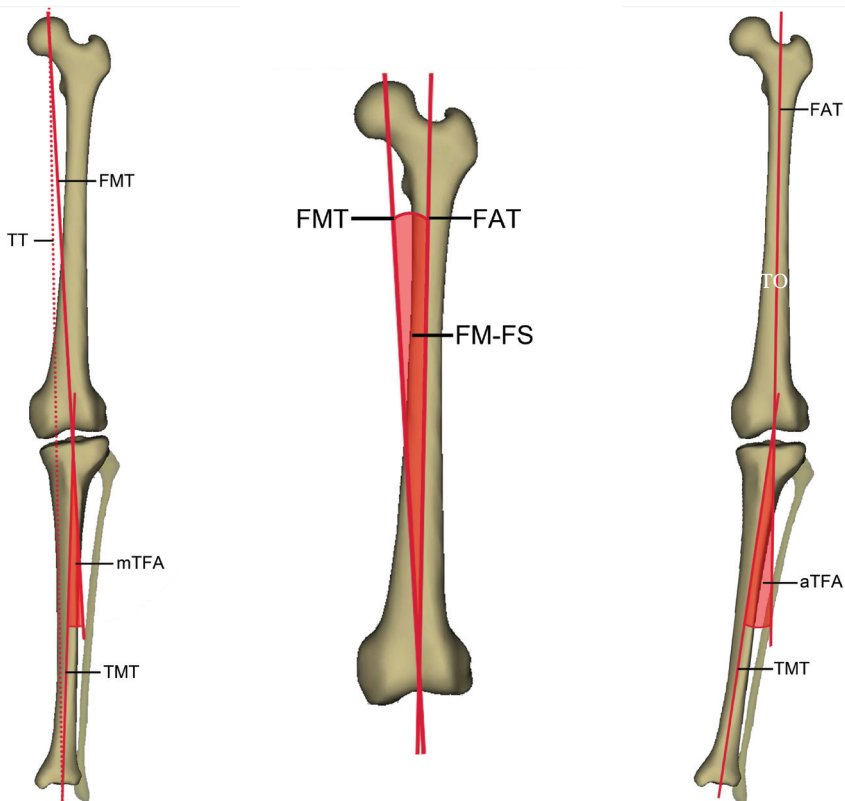
A modelleket ugyanaz a speciálisan képzett, 3 év alsó végtag 3D modellezési tapasztalattal rendelkező PhD hallgató orvos végezte, kizárva az inter-observer bizonytalanságot. Az intra-observer megbízhatóság vizsgálatához az operátor elvégezte 30 véletlenszerűen választott eset rekonstrukcióját 3 alkalommal, 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 intra-class koefficiens esetén gyenge, 0,25–0,49 között alacsony, 0,50–0,69 között közepes, 0,7–0,89 között jó, 0,90–1,00 között kiváló megbízhatóságot állapítottunk meg.

Az EOS 2D/3D rendszer 3D rekonstrukcióért felelős szoftvere a sterEOS 3D (v1.4.4.5297, EOS Imaging, Paris, France) az alábbi két paramétert számítja automatikusan:

- Mechanikai tibiofemorális 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) (1. a ábra);
- 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 közt van, továbbiakban FM-FS) (1. b ábra);

Az anatómiai tibiofemorális szöget (aTFA, knee angle, a femur anatómiai tengelye és tibia anatómiai tengelye által bezárt szög, varus helyzetben negatív, valgus helyzetben pozitív, továbbiakban aTFA) az mTFA és FM-FS különbségéből számítottuk (1. c ábra).

Az adatok feldolgozását SPSS v22 (IBM Corp., Armonk, NY, USA) és Microsoft Office Professional Plus v14.0.6112.5000 (Microsoft Corp., Redmond, WA, USA) programcsomagokat használtunk. Az intra-observer megbízhatóság vizsgálatához intraclass correlatio vizsgálatot végeztünk. A mért adatok normalitását Kolmogorov-Szmirnov próbával vizsgáltuk, statisztikai elemzésükhöz átlag, standard deviáció (S.D.), független mintás t-próba és Spearman korrelációs vizsgálat segítségével végeztük.



1. ábra A mért paraméterek ábrázolása saját EOS 2D/3D rekonstrukciókon
a) mTFA; b) FM-FS; c) aTFA

TT: terhelési tengely; FMT: femur mechanikai tengely; TMT: tibia mechanikai tengely; mTFA: mechanikai tibiofemorális szög; FAT: femur anatómiai tengely; FM-FS: csípő-térd eltolódás; aTFA: anatómiai tibiofemorális szög

II. táblázat A vizsgált populáció nem és naptári kor szerinti eloszlásában a vizsgálat során nyert diagnózisokkal

Egyéb: enyhe degeneratív jelek, különböző csontciszták, juvenilis aszeptikus csontelváltozások (pl. osteochondritis)

Kor (év)	Nem	n	Idiopathiás scoliosis	Funkcionális kyphosis	Ismeretlen eredetű ízületi fájdalom	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	5	3	0	0	2
	Nő	13	12	0	1	0
5	Férfi	10	8	0	0	2
	Nő	16	15	0	1	0
6	Férfi	11	10	0	1	0
	Nő	12	12	0	0	0

II. táblázat A vizsgált populáció nem és naptári kor szerinti eloszlásában a vizsgálat során nyert diagnózisokkal

Egyéb: enyhe degeneratív jelek, különböző csontciszták, juvenilis aszeptikus csontelváltozások (pl. osteochondritis) (folytatás)

Kor (év)	Nem	n	Idiopathiás scoliosis	Funkcionális kyphosis	Ismeretlen eredetű ízületi fájdalom	Egyéb
7	Férfi	12	8	0	1	3
	Nő	16	12	0	0	4
8	Férfi	11	7	0	0	4
	Nő	17	13	0	2	2
9	Férfi	16	4	1	5	6
	Nő	13	10	0	2	1
10	Férfi	17	10	0	6	1
	Nő	17	15	0	1	1
11	Férfi	11	4	1	6	0
	Nő	19	10	1	8	0
12	Férfi	14	9	1	3	1
	Nő	37	30	1	4	3
13	Férfi	17	9	0	8	0
	Nő	36	29	3	4	0
14	Férfi	19	8	1	10	0
	Nő	36	32	2	2	0
15	Férfi	18	11	0	5	2
	Nő	45	27	3	11	4
16	Férfi	20	16	0	3	1
	Nő	33	19	2	11	1
17	Férfi	20	2	1	16	1
	Nő	20	1	0	18	1
18	Férfi	20	4	1	15	0
	Nő	20	3	0	14	3
19	Férfi	20	3	2	14	1
	Nő	20	5	1	14	0
20	Férfi	20	2	0	17	1
	Nő	20	6	1	13	0
21	Férfi	20	1	1	17	1
	Nő	20	1	0	19	0
22	Férfi	20	0	0	20	0
	Nő	20	1	1	16	2
23	Férfi	20	1	0	17	2
	Nő	20	1	0	19	0
24	Férfi	20	0	0	18	2
	Nő	20	0	0	17	3
Összes	Férfi	347	125	9	182	31
	Nő	476	260	15	177	25

EREDMÉNYEK

Az intra-observer megbízhatóság vizsgálata során minden mért paraméter esetén kiváló eredményt ért el az operátor (ICC: full 3D modelling módban: mTFA: 0,95; FM-FS:0,98; lower limb alignment módban: mTFA: 0,99; FM-FS: 0,99).

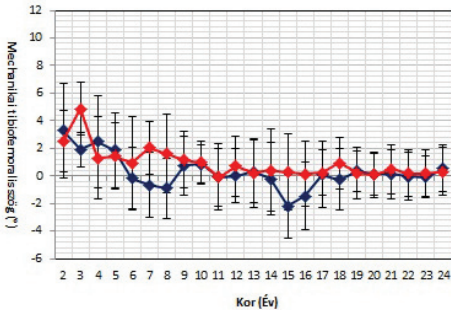
A Kolmogorov–Szmirnov teszt minden vizsgált paraméternél normális eloszlást igazolt. Az oldalissággal egyik paraméter sem mutatott korrelációt, így a továbbiakban a két oldal átlagával számoltunk. Mindhárom paraméter összefüggött a korrallal ($p < 0,001$, korrelációs koefficiens mTFA = $-0,247$, korrelációs koefficiens TFA = $-0,258$, korrelációs koefficiens FM-FS = $0,091$). Az aTFA és az mTFA nemek szerinti különbséget is mutatott. Ezen kívül az aTFA és mTFA között figyeltünk meg erős pozitív összefüggést ($p < 0,001$; korrelációs koefficiens = $0,882$).

Az mTFA fiúknál 2 éves korban $5,53^\circ$ -os valgus értékről 3 éves korra $8,04^\circ$ -ra növekszik, majd 8 éves korra $-0,89^\circ$ -os varus értékre csökken, ezután $0,27^\circ$ körül ingadozik. 15–16

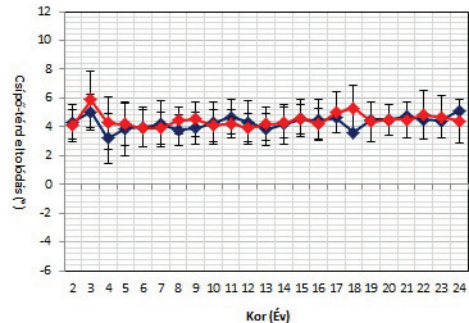
éves korra $-1,83^\circ$ körüli értékre csökken, majd visszatér a neutrális pozícióra. Lányoknál 2 éves korban a $2,52^\circ$ -os valgus helyzet 3 éves korra $4,85^\circ$ -ra növekszik, majd $0,92^\circ$ -ra csökken, ezután enyhe növekedést mutat, végül $0,47^\circ$ körüli érten ingadozik, kihagyva a fiúknál 15–16 éves korban megfigyelt enyhe varus konfigurációt (III. táblázat, 2. ábra).

Az FM-FS a mTFA-hoz hasonló, de sokkal kisebb amplitúdójú változást mutat. A fiúknál $3,88^\circ$ -ról $5,02^\circ$ -ra növekedik, majd enyhe csökkenés után $4,08^\circ$ körüli értéken ingadozik. Lányoknál $4,09^\circ$ -ról $5,87^\circ$ -ra növekedik, majd enyhe csökkenés után $4,24^\circ$ körüli értéken ingadozik (III. táblázat, 3. ábra).

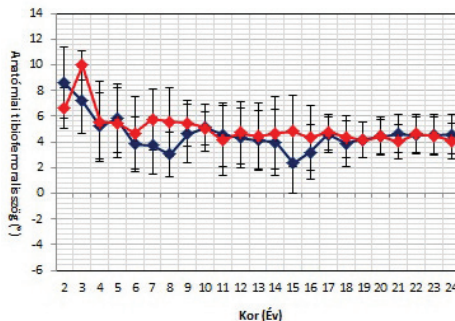
Az aTFA 2 éves korban fiúknál $9,41^\circ$ -os, míg lányoknál $6,61^\circ$ -os valgus értéket mutatott, majd 3 éves korig növekedve elérte fiúknál a $13,07^\circ$ -os, lányoknál a $10,73^\circ$ -os maximumát. Ezután fiúknál esésnek indult és 8 éves korig $2,97^\circ$ -os értékre csökkent, majd $4,44^\circ$ körül ingadozik 14 éves korig, végül 15–16 évesen $2,66^\circ$ körüli értékre csökken. Lányoknál 6 éves korig $4,62^\circ$ -ra csökken, majd enyhe növekedés után $4,6^\circ$ körül ingadozik (III. táblázat, 4. ábra).



2. ábra Mechanikai tibiofemorális szög kor szerinti változásának ábrázolása (átlag \pm S.D. formában)



3. ábra Csípő-térd eltolódás kor szerinti változásának ábrázolása (átlag \pm S.D. formában)



4. ábra Anatómiai tibiofemorális szög kor szerinti változásának ábrázolása (átlag \pm S.D. formában)

III. táblázat Az mTFA, FM-FS és az aTFA adatainak ábrázolása átlag±S.D. formában kor és nemek szerinti bontásban

Kor (év)	Nem	n (végtag)	mTFA (°)	FM-FS (°)	aTFA(°)
2	Férfi	8	5,53±2,88	3,88±0,91	9,41±1,56
	Nő	6	2,52±2,25	4,09±1,11	6,61±1,58
2 Total		14	4,02±2,41	3,98±0,97	8,01±2,01
3	Férfi	4	8,04±3,14	5,02±1,25	13,07±2,02
	Nő	6	4,85±1,91	5,87±1,98	10,73±2,17
3 Total		10	6,13±2,66	5,53±1,70	11,66±2,03
4	Férfi	10	2,47±3,31	3,20±1,73	5,22±2,59
	Nő	26	1,27±3,00	4,28±1,83	5,57±2,15
4 Total		36	1,55±3,05	3,98±1,84	5,49±2,28
5	Férfi	20	1,85±2,73	3,85±1,86	5,80±2,66
	Nő	32	1,06±3,05	4,16±1,74	5,08±2,32
5 Total		52	1,39±2,92	4,04±1,62	5,38±2,55
6	Férfi	22	-0,18±2,25	3,95±1,39	4,15±2,30
	Nő	24	0,92±3,36	3,89±1,28	4,62±2,00
6 Total		46	0,44±2,95	3,92±1,32	4,42±2,20
7	Férfi	24	-0,66±2,37	4,17±1,61	3,62±2,14
	Nő	32	2,02±1,90	4,05±1,40	5,94±2,36
7 Total		56	1,08±2,42	4,10±1,48	5,13±2,53
8	Férfi	22	-0,89±2,17	3,77±1,04	2,97±1,86
	Nő	34	1,60±2,86	4,60±1,21	6,20±3,08
8 Total		56	0,42±2,82	4,27±1,21	4,67±3,02
9	Férfi	32	0,74±2,14	3,91±1,12	4,58±2,34
	Nő	26	1,17±2,02	4,52±1,18	5,21±1,82
9 Total		58	0,92±2,08	4,19±1,18	4,85±2,14
10	Férfi	34	0,84±1,43	4,25±1,49	5,09±1,84
	Nő	34	0,95±1,51	4,09±1,11	5,05±1,32
10 Total		68	0,90±1,46	4,17±1,31	5,07±1,60
11	Férfi	22	-0,09±2,10	4,67±1,22	4,58±2,48
	Nő	38	-0,08±2,39	4,21±0,96	4,13±2,73
11 Total		60	-0,09±2,27	4,38±1,07	4,30±2,63
12	Férfi	28	0,01±1,96	4,30±1,49	4,31±2,35
	Nő	74	0,70±2,17	4,03±1,31	4,72±2,43
12 Total		102	0,51±2,13	4,10±1,36	4,61±2,40
13	Férfi	34	0,30±2,26	3,82±1,12	4,12±2,29
	Nő	72	0,21±2,49	4,20±1,15	4,41±2,61
13 Total		106	0,24±2,41	4,08±1,15	4,32±2,50

III. táblázat Az mTFA, FM–FS és aTFA adatainak ábrázolása átlag±S.D. formában kor és nemek szerinti bontásban (folytatás)

Kor (év)	Nem	n (végtag)	mTFA (°)	FM-FS (°)	aTFA(°)
14	Férfi	38	-0,21±2,67	4,16±1,38	3,95±2,56
	Nő	72	0,40±3,01	4,28±1,04	4,68±2,84
14 Total		110	0,19±2,90	4,24±1,16	4,43±2,76
15	Férfi	36	-2,18±2,30	4,52±1,02	2,34±2,37
	Nő	90	0,27±2,79	4,56±1,29	4,83±2,79
15 Total		126	-0,39±2,88	4,55±1,22	4,15±2,90
16	Férfi	40	-1,47±2,46	4,45±1,44	2,98±2,51
	Nő	66	0,13±2,34	4,18±1,05	4,32±2,51
16 Total		106	-0,52±2,51	4,29±1,23	3,76±2,51
17	Férfi	40	0,07±2,42	4,56±1,75	4,74±1,40
	Nő	40	0,23±1,63	4,63±1,41	4,98±1,37
17 Total		80	0,15±2,02	4,60±1,59	4,86±1,38
18	Férfi	40	-0,26±2,22	3,85±2,29	4,40±1,76
	Nő	40	0,91±1,84	3,59±1,56	5,31±1,65
18 Total		80	0,32±1,99	3,72±1,86	4,85±1,70
19	Férfi	40	0,34±1,47	4,16±1,28	4,14±1,39
	Nő	40	0,20±1,83	4,50±1,36	4,34±1,39
19 Total		80	0,27±1,65	4,32±1,31	4,24±1,39
20	Férfi	40	0,10±1,52	4,41±1,52	4,40±1,32
	Nő	40	0,08±1,63	4,51±1,07	4,48±1,48
20 Total		80	0,09±1,58	4,46±1,32	4,44±1,39
21	Férfi	40	0,11±1,76	4,63±1,73	4,00±1,46
	Nő	40	0,48±1,78	4,73±1,23	4,48±1,35
21 Total		80	0,29±1,77	4,68±1,48	4,25±1,41
22	Férfi	40	-0,04±1,76	4,54±1,22	4,63±1,40
	Nő	40	0,19±1,66	4,49±1,68	4,82±1,55
22 Total		80	0,07±1,71	4,51±1,42	4,72±1,48
23	Férfi	40	-0,11±1,52	4,53±1,01	4,49±1,61
	Nő	40	0,19±1,66	4,42±1,48	4,68±1,44
23 Total		80	0,04±1,61	4,48±1,25	4,59±1,52
24	Férfi	40	0,53±1,70	4,57±1,35	4,07±1,52
	Nő	40	0,32±1,73	5,11±1,53	4,39±1,37
24 Total		80	0,43±1,71	4,84±1,45	4,23±1,43

MEGBESZÉLÉS

A korábbi publikációkhoz hasonlóan mi is megbízható módszernek találtuk az EOS 3D technológiát az alsó végtag tengelyállását befolyásoló biomechanikai paramétereinek mérésére gyermek és serdülő populációban egyaránt, annak ellenére is, hogy a növekedési porcok jelenléte némi bizonytalanságot okozhat és megnyújthatja a rekonstrukciós időt a 10 év alatti populációban (1, 10, 17, 21, 22, 26, 27).

Az anatómiai tibiofemorális szög változási mintája megfelel az irodalomban korábban publikált adatoknak. A születéskor jelen lévő varus állás vizsgálódását figyeltük meg 2 éves korú gyermekeknél. Az általunk mért $8,01^\circ$ -os valgus állás leginkább a *Sabharwal* és *Zhao* által mért $9,1^\circ$ -os értékhez áll legközelebb, mások ennél kisebb fokú valgus eltérést találtak. A valgus helyzet maximumát az általunk vizsgált populáció 3 éves korban érte el $11,66^\circ$ -os értékkel, ugyanabban az időszakban, mint a *Salenius* és *Vankka*, *Heat* és *Satheli*, *Engel* és *Staheli*, illetve *Cheng* és munkatársai vizsgálatában. *Sabharwal* és munkatársai tanulmányában már a 2 éves korosztályban eléri maximumát a valgus helyzet, igaz 5 éves korig csak minimálisan változik. *Yoo* és munkatársai vizsgálatában a maximális vizsgálódás 4 éves korban, *Saini* és munkatársai tanulmányában csak 6 éves korban következik be. Az ezután beálló $4,5^\circ$ körüli érték, amely 16 éves korra $3,76^\circ$ -ot ér el harmonizál a legtöbb szerző által mért $3\text{--}7^\circ$ között ingadozó értékekkel, *Cheng* és munkatársai azonban közel neutrális ($0,5^\circ$ körüli) értékeket mértek. Az egészséges, fiatal felnőtteknél mért értékek (férfiaknál 3° , nőknél $4,5^\circ$ valgus helyzet) csak minimálisan tér el az irodalomban megjelent értékektől. A különbségek hátterében az általunk használt vetületi és pozicionálási torzulástól mentes mérési módszer pontossága állhat (3, 4, 7, 11, 15, 18–20, 30).

Velünk ellentétben a korábbi tanulmányok nemek közti összefüggést gyermekkorban nem találtak, leszámítva *Cahuzac* és munkatársait, 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 fiúkéval szemben – már jelentősen lecsökkent (3, 4, 7, 11, 15, 18–20, 30).

A mechanikai tibiofemorális szög esetében szintén valgus helyzetet figyelhetünk meg 2 éves korban a fiúknál $5,53^\circ$ -os, a lányoknál ennél kisebb $2,52^\circ$ -os értékkel. Ez megfelel a *Sabharwahl* és *Zhao* által talált helyzettel, azonban ők ennél kisebb eltérést mértek a neutrálistól ($2,5^\circ$). A mechanikai valgus helyzet maximumát 3 évesen éri el, fiúknál $8,04^\circ$ -os, lányoknál $4,85^\circ$ -os értékkel, szemben *Sabharwahl* és *Zhao* által mért értékekkel, ahol a vizsgálódás már 2 évesen eléri a maximumát. Ezek után mindkét nemben megfigyelhető a neutralizálódás, a mechanikai tengely innentől nem távolodik el $2,18^\circ$ -nál többel a neutrálistól. Az ezzel járó ingadozás fiúknál sokkal nagyobb és többször megjelenik a varus helyzet is, legerősebben a 15 éves korcsoportban $2,18^\circ$ -os értékkel. A lányoknál ez az ingadozás sokkal kisebb és lényeges különbség, hogy tényleges varus helyzet meg sem jelenik (kivételek a 11 éves korban mért $0,08^\circ$ -os varus helyzet). Ez a változási minta megfelel a *Sabharwahl* 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 15–16 éves kor körül enyhe varizálódást figyeltek meg (18). Fital felnőttekben kutatásunk során mindkét nemben közel neutrális értékeket találtunk, ettől $0,5^\circ$ -nál jobban nem tért el az átlagérték (2, 5, 8, 12).

Bár a csípő–térd eltolódás esetén is megfigyelhető a 3 éves korra elért $5,53^\circ$ -os maximum, majd enyhe csökkenés utáni közel állandó $4,2^\circ$ körül ingadozó érték, a változás közel sem olyan markáns, mint az előző két paraméternél, hiszen a két szélsőérték között alig több mint 2° eltérés van. *Sabharwahl* és *Zhao* velünk ellentétben nem talált az anatómiai és mechanikai tibiofemorális szöghöz hasonló csúcst 2–3 éves korban, de az általuk mért értékeknél is 2° -on belül volt az ingadozás, igaz $6,6^\circ$ környékén (18).

Egy teljesen egészséges, mindenféle ortopédiai panasztól mentes vizsgálati populáció

lenne a legoptimálisabb vizsgálati csoport a referenciaértékek meghatározásához, azonban ennek a csoportnak az ionizáló sugárzásnak kitétele – különösen gyerekkorban – etikai szempontból elfogadhatatlan. Retrospektív tanulmányként, sem a nemek, sem a korcsoportok eloszlása nem egyenletes a fiatalabb korcsoportban. A női populáció nagyobb arányú jelenlétét a vizsgált populáció nagyját kitevő enyhe scoliosisos csoportban való jelentősebb megjelenése okozza. Hiányosságnak tekinthető, hogy nem vizsgáltuk a 2 évesnél fiatalabb populációt, azonban az EOS vizsgálat feltétele, hogy az alany biztosan, önállóan és mozdulatlanul tudjon állni, ami 2 éves kor alatt nem kivitelezhető.

Vizsgálatunk során megállapítottuk, hogy az EOS 2D/3D technológia alacsony

sugarterhelésének, torzításmentes leképezésének és a 3D rekonstrukció lehetőségnek köszönhetően a jelenleg elérhető egyik legalkalmasabb módszer az alsó végtag tengelyállásnak megítélésére. Hiányában a terhelt teljes alsó végtagi konvencionális röntgenfelvétel elfogadható alternatíva, azonban megfelelő pozicionálás alapvető feltétele a pontos mérésnek. Az EOS 2D/3D módszer segítségével sikerült az alsó végtag tengelyállását befolyásoló anatómiai és biomechanikai paraméterek normális tartományát megállapítani a 2–24 éves korosztályban, nemenkénti bontásban. Tudomásunk szerint az általunk mért paramétereket korábban csak kis vizsgált populációval, kevésbé pontos mérési eljárással, illetve a nemek közti különbségek vizsgálata nélkül állapították meg.

IRODALOM

1. Assi A., Chaibi Y., Presedo A., Dubouset J., Ghanem I., Skalli W.: Three dimensional reconstructions for asymptomatic and cerebral palsy children's lower limbs using a biplanar X-ray system: a feasibility study. *Eur. J. Radiol.* 2013. 82. (12): 2359-2364.
2. Bellemans J., Colyn W., Vandenuecker H., Victor J.: The Chitranjan Ranawat award: is neutral mechanical alignment normal for all patients? The concept of constitutional varus. *Clin. Orthop. Relat. Res.* 2012. 470. (1): 45-53.
3. Cahuzac J. P., Vardon D., Sales de Gauzy J.: 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.* 1995. 77. (5): 729-732.
4. Cheng J. C., Chan P. S., Chiang S. C., Hui P. W.: Angular and rotational profile of the lower limb in 2,630 Chinese children. *J. Pediatr. Orthop.* 1991. 11. (2): 154-161.
5. Cooke D., Scudamore A., Li J., Wyss U., Bryant T., Costigan P.: Axial lower-limb alignment: comparison of knee geometry in normal volunteers and osteoarthritis patients. *Osteoarthritis Cartilage.* 1997. 5. (1): 39-47.
6. Cooke T. D., Sled E. A., Scudamore R. A.: Frontal plane knee alignment: a call for standardized measurement. *J. Rheumatol.* 2007. 34. (9): 1796-1801.
7. Engel G. M., Staheli L. T.: 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.* 1974. (99): 12-17.
8. Fahlman L., Sangeorzan E., Chheda N., Lambright D.: Older adults without radiographic knee osteoarthritis: Knee alignment and knee range of motion. *Clin. Med. Insights Arthritis Musculoskelet. Disord.* 2014. 7: 1-11.
9. Gaumétou E., Quijano S., Ilharreborde B., Presedo A., Thoreux P., Mazda K., Skalli W.: EOS analysis of lower extremity segmental torsion in children and young adults. *Orthop. Traumatol. Surg. Res.* 2014. 100. (1): 147-151.
10. Gheno R., Nectoux E., Herbaux B., Baldisserotto M., Glock L., Cotten A., Boutry N.: Three-dimensional measurements of the lower extremity in children and adolescents using a low-dose biplanar X-ray device. *Eur. Radiol.* 2012. 22. (4): 765-771.
11. Heath C. H., Staheli L. T.: Normal limits of knee angle in white children - genu varum and genu valgum. *J. Pediatr. Orthop.* 1993. 13. (2): 259-262.
12. Hsu R. W., Himeno S., Coventry M. B., Chao E. Y.: Normal axial alignment of the lower extremity and load-bearing distribution at the knee. *Clin. Orthop. Relat. Res.* 1990. (255): 215-227.
13. Hunt M. A., Fowler P. J., Birmingham T. B., Jenkin T. R., Giffin J. R.: Foot rotational effects on radiographic measures of lower limb alignment. *Can. J. Surg.* 2006. 49. (6): 401-406.
14. Illés T., Somoskeőy S.: The EOS™ imaging system and its uses in daily orthopaedic practice. *Int. Orthop.* 2012. 36. (7): 1325-1331.
15. Insall J. N.: *Surgery of the knee.* New York. Livingstone. 2001.
16. Kraus V. B., Vail T. P., Worrell T., McDaniel G.: A comparative assessment of alignment angle of the knee by radiographic and physical examination methods. *Arthritis Rheum.* 2005. 52. (6): 1730-1735.
17. Roskopf A. B., Ramseier L. E., Sutter R., Pfirrmann C. W., Buck F. M.: 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.* 2014. 202. (3): W285-291.

18. Sabharwal S., Zhao C.: *The hip-knee-ankle angle in children: reference values based on a full-length standing radiograph.* J. Bone Joint Surg. Am. 2009. 91. (10): 2461-2468.
19. Saini U. C., Bali K., Sheth B., Gahlot N., Gahlot A.: *Normal development of the knee angle in healthy Indian children: a clinical study of 215 children.* J. Child Orthop. 2010. 4. (6): 579-586.
20. Salenius P., Vankka E.: *The development of the tibiofemoral angle in children.* J. Bone Joint Surg. Am. 1975. 57. (2): 259-261.
21. Schlégl Á. T., Szuper K., Somoskeőy S., Than P.: *Az EOS 2D/3D System alkalmazhatóságának vizsgálata a szabad alsó végtag anatómiai és biomechanikai paramétereinek mérésére gyermekkorban.* Orv. Hetil. 2014. 155. (43): 1701-1712.
22. Schlegl A. T., Szuper K., Somoskeőy S., Than P.: *Three dimensional radiological imaging of normal lower-limb alignment in children.* Int. Orthop. 2015. 39. (10): 2073-2080.
23. Sharma L., Song J., Felson D. T., Cahue S., Shamiyeh E., Dunlop D. D.: *The role of knee alignment in disease progression and functional decline in knee osteoarthritis.* JAMA. 2001. 286. (2): 188-195.
24. Siu D., Cooke T. D., Broekhoven L. D., Lam M., Fisher B., Saunders G., Challiy T. W.: *A standardized technique for lower limb radiography. Practice, applications, and error analysis.* Invest. Radiol. 1991. 26. (1): 71-77.
25. Swanson K. E., Stocks G. W., Warren P. D., Hazel M. R., Janssen H. F.: *Does axial limb rotation affect the alignment measurements in deformed limbs?* Clin. Orthop. Relat. Res. 2000. (371): 246-252.
26. Szuper K., Schlégl Á. T., 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. 45. (3): 411-421.
27. Szuper K., Somoskeőy Sz., Than P., Illés T.: *EOS 2D/3D képalkotás alkalmazási lehetőségei az alsó végtagon.* Magyar Traumatológia Ortopédia Kézsebészet Plasztikai Sebészet, 2012. 55. (3): 203-212.
28. Takahashi T., Yamanaka N., Komatsu M., Ogawa Y., Yoshida S., Yamamoto H.: *A new computer-assisted method for measuring the tibio-femoral angle in patients with osteoarthritis of the knee.* Osteoarthritis Cartilage. 2004. 12. (3): 256-259.
29. Thelen P., Delin C., Folinai D., Radier C.: *Evaluation of a new low-dose biplanar system to assess lower-limb alignment in 3D: a phantom study.* Skeletal Radiol. 2012. 41. (10): 1287-1293.
30. Yoo J. H., Choi I. H., Cho T. J., Chung C. Y., Yoo W. J.: *Development of tibiofemoral angle in Korean children.* J. Korean Med. Sci. 2008. 23. (4): 714-717.

Dr. Schlégl Ádám Tibor

PTE KK Ortopédiai Klinika, 7632 Pécs, Akác utca 1.

Mobil: +36 30 7211895

E-mail: adam.schlegl@aok.pte.hu