

## CT felvételek alapján történő 3D rekonstrukció

### Testing the accuracy of CT image-based 3D reconstruction

MANÓ Sándor PhD<sup>1</sup>, FEGYVERNEKI Bence MD<sup>2</sup>, CSERNÁTONY Zoltán DSc<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Debreceni Egyetem Műszaki Kar, Gépészmérnöki Tanszék, 4028 Debrecen, Ótemető utca 2-4.

<sup>2</sup>Debreceni Egyetem Általános Orvostudományi Kar, 4032 Debrecen, Nagyerdei krt. 98.

[manos@med.unideb.hu](mailto:manos@med.unideb.hu)

#### Abstract

*The goal of our research group is to develop a CT reconstruction method that allows a precise adjustment that minimizes the dimensional differences between real and 3D printed models.*

*We hypothesized that for certain CT settings and well-defined Hounsfield limits, a reconstruction close to the ideal is achievable.*

*In our experiments we used 4 pig femurs, which were CT scanned and reconstructed in 3D using a specific modelling software (Materialise Mimics). Measurements were taken at different CT settings and Hounsfield limits and the dimensions of the 3D models were compared with those measured on real bones using a caliper and a 3D scanner.*

*Our results show that the best geometric reconstruction can be achieved by using a combination of several different windowing ranges within a single reconstruction. Once the details are worked out, the application of our results in everyday life can be of great help in improving the accuracy of everyday CT-based 3D bone reconstruction tasks.*

**Keywords:** CT, 3D reconstruction, 3D printing, 3D scanning, accuracy test

#### Kivonat

*A kutatócsoportunk célja egy olyan CT rekonstrukciós módszer kidolgozása, amely lehetővé teszi azt a csontablak beállítást, amely a valós és a 3D nyomtatott modellek között minimálisra csökkenti a méretbeli különbségeket.*

*A kutatás során azt a hipotézist állítottuk fel, hogy egyes CT beállítások és jól meghatározott Hounsfield határértékek mellett elérhető az ideálshoz közeli rekonstrukció.*

*A kísérleteink során 4 db sertés femurt használtunk, amikről CT felvételeket készítettünk, majd egy speciális modellező szoftver segítségével (Materialise Mimics) 3D-ben rekonstruáltuk őket. Különböző CT beállítások és Hounsfield határértékek mellett méréseket hajtottunk végre és összehasonlítottuk a 3D modellek méreteit a valós csontokon tolmérővel és 3D szkenneléstől mért adatokkal.*

*Eredményeink azt mutatják, hogy a geometriai szempontból legjobb rekonstrukció úgy érhető el, ha egy rekonstrukción belül több eltérő ablakolási tartomány kombinációját alkalmazzuk. A részletek kidolgozását követően eredményeink alkalmazása a mindennapokban nagy segítséget jelenthet a pontosság növelését illetően a mindennapi CT alapú 3D csontrekonstrukciós feladatok alkalmával.*

**Kulcsszavak:** CT, 3D rekonstrukció, 3D nyomtatás, 3D szkennelés, pontosságvizsgálat

## 1. BEVEZETÉS

### 1.1. Biomodellek

A hagyományos sebészi eljárások során jellemzően síkbeli preoperatív képek alapján kell az operatőröknek megtervezniük a valós, térbeli környezetben végrehajtandó műtéteket. Ez a preoperatív tervezés különösen nehéz az összetett anatómiájú és súlyos deformitású területeken vagy egyes csontdaganat műtétek esetén [1]. Az orvosi képalkotás és a számítógépes programozás fejlődésével azonban a CT-vel készült kétdimenziós axiális metszeti képeket más metszetekké (sagittális és coronális) és háromdimenziós virtuális

modelleké lehet átalakítani, amelyek a páciensek saját anatómiáját reprezentálják, ezzel jelentősen megkönnyítve a térbeli műtéti tervezést [2].

A háromdimenziós nyomtatás klinikai célú alkalmazásai gyorsan növekedtek az elmúlt évtizedben. A közelmúltban elért eredmények közé tartozik a betegspecifikus műszerek, például a fűrő – és vágósablonok, egyedi méretű és alakú műszerek és implantátumok gyártása. A 3D nyomtatás talán az első legelterjedtebb alkalmazása a páciens-specifikus eszközök előállítására, amelyeket gyakran biomodelleknek nevezünk.

A nyomtatott biomodellek használatával a műtéti kockázat radikálisan csökkenthető. A műtéti idő csökkenése mellett, csökken annak a valószínűsége, hogy a sebészek váratlan anatómiai eltérésekkel találkozzanak. Javul az eszközök, szerkezetek egymáshoz viszonyított elhelyezkedése és lehetőséget ad az operáló személyzet számára a műtét preoperatív megtervezéséhez.

## 1.2. A 3D rekonstrukció és 3D nyomtatás sebészi alkalmazása

A 3D nyomtatás gyógyászatban való alkalmazása azonnali lehetőséget nyitott számos betegség diagnózisában és kezelésében. A 3D nyomtatás egy gyorsan fejlődő technológia, amely széleskörű gyakorlati alkalmazást nyert az egészségügyben, és az egyre könnyebben hozzáférhető 3D nyomtatók és szoftverek révén egyre nagyobb teret hódít az ortopédia területén is.

A számítógépes tomográfia (CT) segítségével készült 3D nyomtatott modellek képesek reprodukálni a valódi anatómiai struktúrák másolatát, amelyek lehetővé teszik a sebészek számára, hogy a műtét előtt bonyolult ortopédiai eljárásokat tervezzenek meg. Az eljárás segítséget nyújt a sebész számára, hogy a nyomtatott modell alapján többek között döntsön a feltárás módjáról, meghatározza a speciális célzók pozíciójának, elhelyezésének irányát. Összeségében javítja a sebész háromdimenziós tájékozódását, ami különösen fontos a sebészeti beavatkozás gördülékeny lefolytatásához [3-4]. Adott esetben akár a műtét szimulálható is a 3D nyomtatással készült modellek segítségével [5-11].

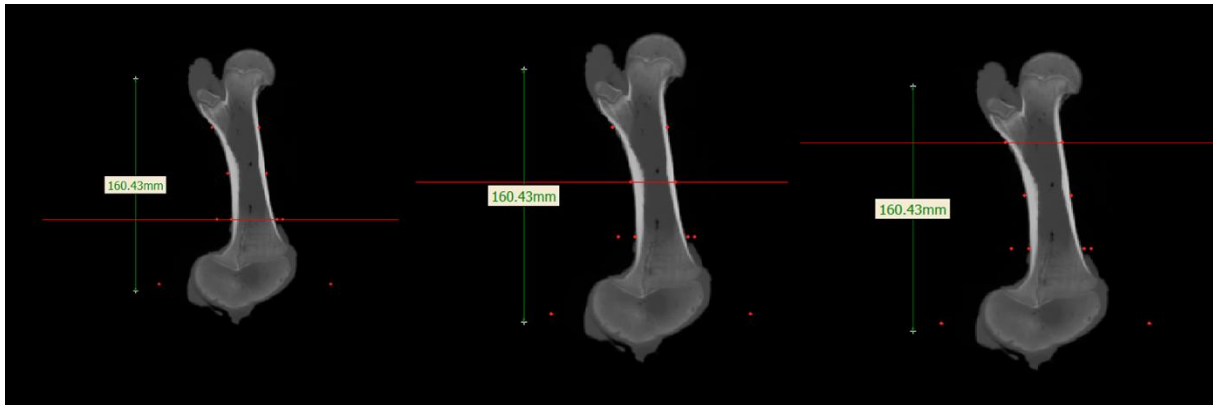
Ahhoz, hogy kézzelfogható modelleket tudjunk előállítani 3D nyomtatással, a folyamat első lépéseként három dimenzióban rekonstruálnunk kell a vizsgálandó anatómia struktúráját. Ahogyan napjainkban megszokottá vált, a mozgásszervi sebészetben a rekonstrukciót CT felvételek alapján végezzük el. A rekonstrukció az ún. Hounsfield skálán megadott intervallum alapján történik, ami gyakorlatilag a CT metszeteken látható pixelek fényességi tartománya. A 3D nyomtatott mozgásszervi modellek mindennapos problémája a pontos Hounsfield határértékek beállítása a CT rekonstrukció során. Pontatlan határértékek kiválasztása esetén a csont térfogata, konzisztenciája és kortikális vastagsága jelentősen eltérhet a valós állapottól. A preoperatív előkészületekhez, a műtét megtervezéséhez viszont elengedhetetlen a valóságos méreteket, térfogatokat respektáló modellek elkészítése.

A bemutatott projekt keretein belül, jelentős számú mérés elvégzésével arra szeretnénk volna választ adni, hogy milyen algoritmussal állítsuk be az ablakolási határokat, hogy a legpontosabb csontgeometriát produkálhassuk. A pontos Hounsfield határértékek mellett arra is szeretnénk volna kísérletet tenni, hogy még a felvételek készítése előtt milyen CT beállításokat végezzünk, hogy a valóságoshoz minél jobban megközelítő csontgeometriát kapjunk. A kutatásunk fő célja, hogy következtetéseket tudjunk levonni a szoftveres mérés és a valódi modell mért adatai között, ezáltal olyan útmutatást dolgozzunk ki, aminek segítségével megadhatjuk, hogy milyen CT előbeállítás és Hounsfield határértékek mellett érjük el a legélethűbb csontgeometriát.

## 2. ANYAG ÉS MÓDSZER

A kísérlet kivitelezéséhez 6db sertés combcsontot használtunk. A Debreceni Egyetem Radiológiai Klinikájának közreműködésével kétféle CT előbeállításal felvételeket készítettünk a csontokról lágyrésszel és lágyrész nélkül is. A következő fázisban a 3D nyomtatáshoz készülő modellek előállításához használt speciális szoftver segítségével (Mimics Innovation Suite 25, Materialise, Leuven, Belgium) méréseket hajtottunk végre. A mérések során öt féle Hounsfield intervallumot állítottunk be, mint egy „maszkot” húzva a natív felvételekre. Végezetül a különböző ablakokban mért eredményeket összevetettük a valódi csonton mért paraméterekkel.

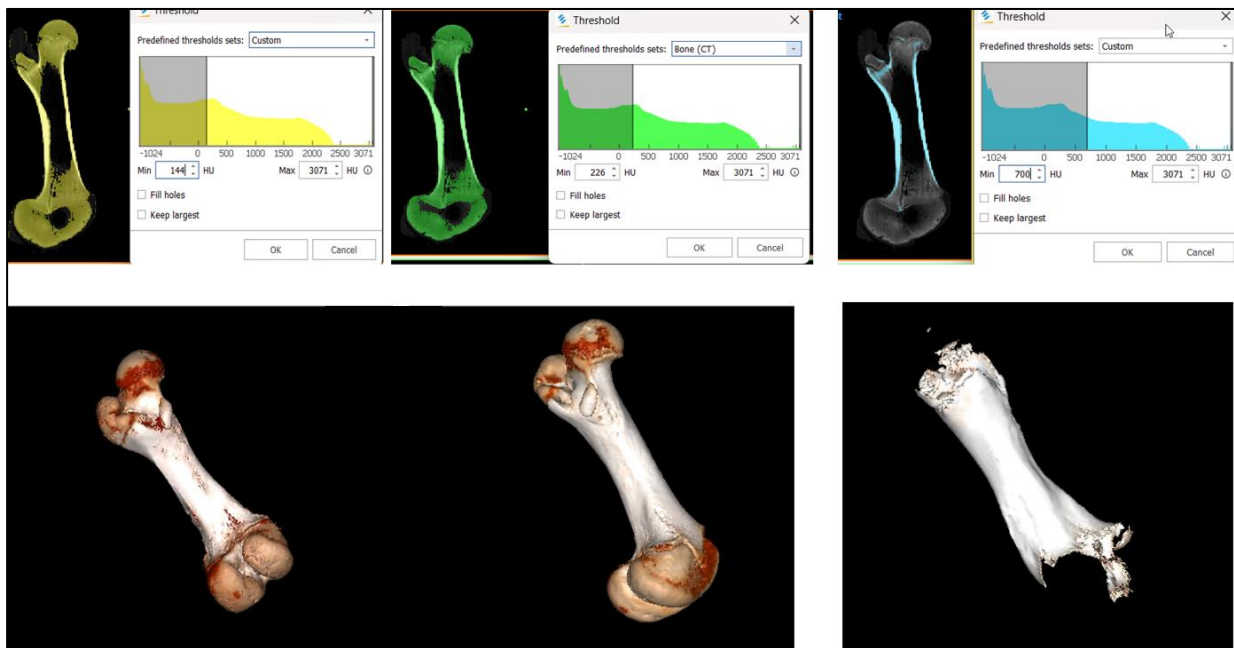
Miután a Mimics szoftverben megjelenítettük a felvételeket, a coronaris síkban minden egyes csont esetében kiválasztottunk három metszetet. Egyet a proximalis, egyet a distalis metaphysis magasságában és egyet a diaphysis középső harmadában, melyet az 1. ábra szemléltet. Erre azért volt szükség, mert szeretnénk volna megvizsgálni, hogy az egyes rekonstrukcióknál, hogyan térnek el a mért eredményeink a metszetekben, a valós csontokon mért eredményektől



1. ábra. A coronalis síkban kiválasztott három metszési sík (piros vonallal jelölve)

## 2.1. 3D rekonstrukció

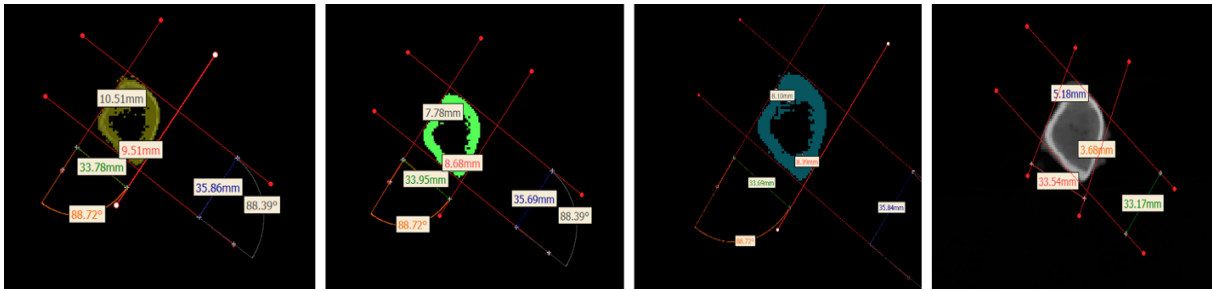
A Mimics szoftveren belül az előre szerkesztett rekonstrukciókból létrehozhatunk egy 3D felületmodellt, amit később egyéb szoftverekben felhasználhatunk, beleértve a 3D nyomtatást végző szoftvereket is. A 2. ábrán az öt rekonstrukciónkból hármát mutatunk be, melyen jól látható, hogy a zölddel jelölt középső alapértelmezett Hounsfield intervallummal rekonstruált 3D felületmodell a CT maszkon látszólag pontos csontgeometriát követ, de a gyakorlat mégsem ezt mutatja.



2. ábra. Három rekonstrukció, valamint a hozzájuk tartozó 3D felületmodellek: Egy alapértelmezett Hounsfield intervallum (zöld), egy 226 HU alatti (sárga) és egy 226 HU feletti (türkiz) rekonstrukció

## 2.2. Szoftveres mérések

A szoftveres mérések során a korábban bejelölt metszeteknél, az axiális síkban végeztünk méréseket a nyers CT felvételeken, mind ez öt rekonstrukció esetén. Minden axiális síkban 2 db átmérőt és 2 db kortikális vastagságot mértünk. Minden csont mind a három metszetében elvégeztük a méréseket. A 3. ábrán egy nyers CT felvétel és 3 rekonstrukció azonos keresztmetszetében végzett méréseket láthatjuk. Az egyes rekonstrukciók mérési eredményeit később összehasonlítottuk a nyers CT felvételek és a valós csontokon mért eredményekkel, amelyből megfelelő következtetéseket tudunk levonni.



3. ábra. A distalis metszési síkban mért átmérők és kortikális vastagságok, az egyes rekonstrukciókon (sárga, zöld, türkiz) és a nyers CT felvételen

### 2.3. Mérés a valós csontokon

A sertés combcsontokat a szoftveres mérésekkel párhuzamosan előkészítettük a mérésekre. A valós csontokon is ugyanazon elvek alapján végeztük a méréseket, mint a szoftverben. A megfelelő szinteket egy Cobra Fastscan (Polhemus, Colchester, USA) lézerszkennel segítségével vetítettük a csontra és ezek mentén mértük a külső méreteket. A belső méreteket és a kortikális vastagságot a szinteknél történő fűrészelést követően tudtuk tolmérővel megmérni. A szétvágás előtt a csontokról 3D szkennel (Artec SpaceSpider, Artec3D Luxemburg) segítségével teljes felületmodell is rekonstruáltunk.

### 2.4. Statisztikai feldolgozás

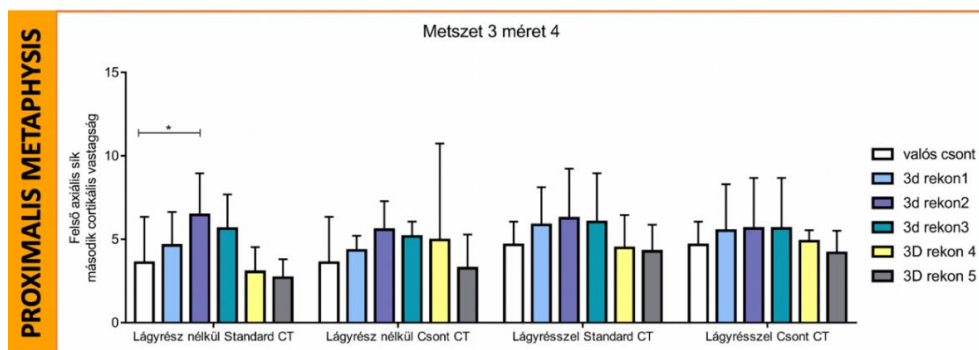
Az adatfeldolgozás során a valós csont mérési eredményeit hasonlítottuk össze az egyes rekonstrukciók méréseivel. A statisztikai számításokkal arra kerestük a választ, hogy melyek azok a rekonstrukciók, amik szignifikáns eltérést mutatnak a valós csontokon mért méretektől. Az adatok eloszlásának a vizsgálatát Shapiro-Wilk teszt segítségével végeztük. Amennyiben az adatok nem mutattak normális eloszlást úgy transzformáltuk az adatokat (Box Cox transzformáció). Több csoport összehasonlítását Two-way ANOVA segítségével végeztük, amelyet post hoc tesztekkel egészítettünk ki. A szignifikancia szint  $p < 0,05$  volt.

## 3. EREDMÉNYEK

A méréseink során 6 db sertés combcsontból végül csak 4 került felhasználásra. A főzés során két csont esetében, az epiphysis porckorongok mentén a condylus letört. Sikertelenül ugyan rögzíteni a csontvégeket egymáshoz, de a kutatás sikeressége érdekében kivettük őket a vizsgálatból. A méréseink során rögzített mintegy 1200 értéket egy kiterjedt táblázatba foglaltuk, a statisztikai feldolgozás ez alapján történt.

### 3.1. Eredmények a proximális metaphysis magasságában

Ahogy korábban már említésre került, a valós csonton mért átmérők és kortikális vastagságok kerültek összehasonlításra az egyes rekonstrukciókon mért értékekkel. A statisztikai számításaink azt mutatták, hogy csak a kortikális vastagságok tekintetében volt szignifikáns eltérés (4. ábra). Az átmérők, az egyes CT előbeállítás, a lágyrésszel és a lágyrész nélkül készülő felvételek között nem volt szignifikáns eltérés.

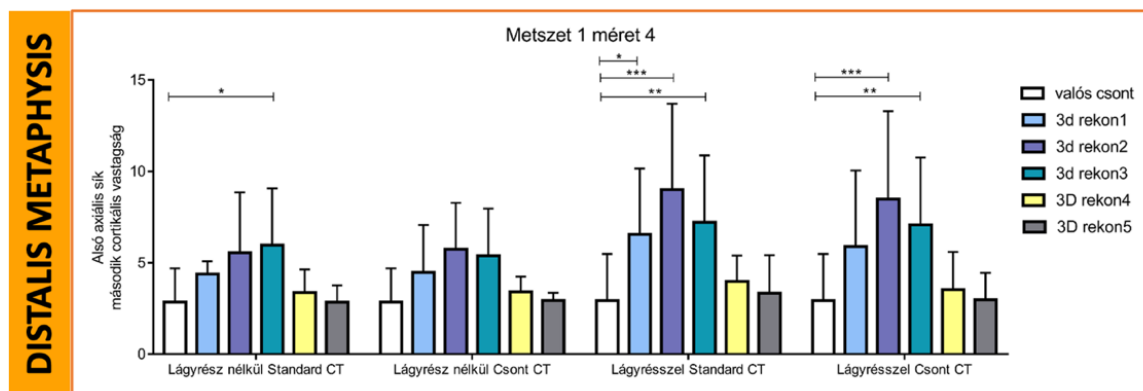


4. ábra. Proximális metaphysis magasságában mért kortikális vastagságok egyes rekonstrukcióknál mért szignifikáns eredményei. Shapiro-Wilk teszt, transzformáció (Box Cox) - Two-way ANOVA post hoc tesztekkel. Szignifikancia szint \*  $p < 0,05$ ; \*\*  $p < 0,01$ ; \*\*\*  $p < 0,001$

Az ábra jól mutatja, hogy csak az 1-es (226 HU-tól) és az 2-es (144 HU-tól) rekonstrukció esetében volt szignifikáns eltérés, azaz ezen rekonstrukciók bizonyára nem fognak belekerülni a 3D felületmodellek létrehozásába. A harmadik rekonstrukciótól egészen az ötödik rekonstrukcióig csak csökkenő tendenciáról tudunk beszélni, vagyis az alapértelmezett rekonstrukciós tartomány feletti Hounsfield tartományok közelítenek legjobban a valós csontokon mért értékekhez. Viszont számításba kell venni, hogy a kizárólag az 5. rekonstrukción alapuló felületmodellek hiányosak lesznek.

### 3.2. Eredmények a distalis metaphysis magasságában

Ahogy a proximalis metaphysis esetében leírásra került, a distalis metaphysis magasságában is csak a kortikális vastagságok tekintetében volt szignifikáns eltérés. Egyes esetekben a 3. rekonstrukció (184 HU-tól) is szignifikáns eltérést mutatott (5. ábra).



5. ábra. *Distalis metaphysis magasságában mért kortikális vastagságok egyes rekonstrukciónál mért szignifikáns eredményei.* Shapiro-Wilk teszt, transzformáció (Box Cox) - Two-way ANOVA post hoc tesztekkel. Szignifikancia szint \*  $p < 0,05$ ; \*\*  $p < 0,01$ ; \*\*\*  $p < 0,001$

Összefoglalva, a distalis metaphysis magasságánál is elmondható, hogy az 5. rekonstrukció produkálna a legpontosabb csontgeometriát. Ugyanakkor itt is számításba kell venni korábban említésre kerülő 5. rekonstrukció hiányos felületmodelljét.

### 3.3. Eredmények a diaphysis középső harmadában

A diaphysis középső harmadában bejelölt keresztmetszeti síkban egyetlenegy összehasonlításban sem kaptunk szignifikáns eltérést, ugyanakkor az 5. rekonstrukció megfelelősége felé mutató tendencia itt is tapasztalható.

Összegezve a leírtakat, a statisztikai számításaink alapján mind a 3 metszési síkban az 5. rekonstrukció (700 HU-tól) alkalmazása eredményezné a legpontosabb csontgeometriát, de a 5. rekonstrukcióval létrehozott felületmodellek hiányosak (2. ábra jobbra lent). A condylusok rendre nem kerülnek be a 3D felületmodellekbe, ezért a csupán egy rekonstrukcióval nem hozható létre egy teljes és pontos felületmodell.

### 3.4. Digitalizált valós csontok összehasonlítása a felületmodellekkel

A 3D szkennelés kapcsán számított eredményeink nem mutatnak szignifikáns eltérést a valós és a különböző rekonstrukciók térfogata és a felszíne között, de mindkét jellemző esetében a 4. rekonstrukció (300 HU-tól) által létrehozott 3D felületmodellek állnak legközelebb a valós szkennelt csontokhoz. Az alapértelmezett beállítással minden rekonstruált csontmodell térfogat nagyobb volt, mint a valós csonté.

## 4. MEGBESZÉLÉS

A statisztikai számítások alapján arra a következtetésekre jutottunk, hogy az egyes rekonstrukciók nagyban befolyásolják a létrehozott 3D felületmodellek geometriáját. Eredményeink azt mutatják, hogy a rekonstrukció során a legpontosabb csontgeometria eléréséhez több, eltérő ablakolási technikát érdemes

használni. Csöves csontok esetében számítási eredményeinket figyelembe véve elmondhatjuk, hogy minimum kétféle rekonstrukciós eljárást kell alkalmazni a pontos 3D felületmodell létrehozásához. A diaphysis esetében egészen a metaphysisek magasságáig használjuk a 700 HU-tól (5. rekonstrukció), míg a proximalis és distalis metaphysis szintjétől 300 HU-tól (4. rekonstrukció) az ablakhatárokat. Azt is megállapítottuk továbbá, hogy a pontos 3D rekonstrukcióhoz speciális CT előbeállítások nem szükségesek, ezek lényegében nem befolyásolják a modell pontosságát.

## KÖSZÖNETNYILVÁNÍTÁS

A szerzők köszönetet mondanak a CT felvételek készítésében való közreműködésért a DEKK Orvosi Képpalkotó Klinika munkatársainak, elsősorban Marosi Mária képpalkotó diagnosztikai analitikusnak. Külön köszönet illeti Dr. Janka Eszter statisztikus munkáját. A kutatást a Nemzeti Kutatási, Fejlesztési és Innovációs Hivatal OTKA PD 135124 projektje támogatta.

## IRODALMI HIVATKOZÁSOK

- [1] Wong KCW. *3D-printed patient-specific applications in orthopedics*. Orthop Res Rev. 2016; 8: 57–66.
- [2] Wilcox BD, Mobbs RJ, Wu AM, Phan K. *Systematic review of 3D printing in spinal surgery: the current state of play*. J Spine Surg. 2017; 3(3): 433–43.
- [3] Parr WCH, Burnard JL, Wilson PJ, Mobbs RJ. *3D printed anatomical (bio)models in spine surgery: clinical benefits and value to health care providers*. J Spine Surg. 2019; 5(4): 549–60.
- [4] Alemayehu DG, Zhang Z, Tahir E, Gateau D, Zhang DF, Ma X. *Preoperative planning using 3d printing technology in orthopedic surgery*. Biomed Res Int. 2021 Oct 12; 2021:7940242. doi: 10.1155/2021/7940242. Sandu V., Chiru, A. *Automotive fuels*, Matrix Rom, Bukarest, 2007.
- [5] Wallaca GG, Cornock R, O'Connell CD, Beirne S, Frederic G, et al. *3D bioprinting: Printing parts for bodies*. ARC Centre of Excellence for Electromaterials Science, (2014); p. 100-10.
- [6] Yan Y, Chen H, Zhang H, Guo C, Yang K, Chen K, et al. *Vascularized 3D printed scaffolds for promoting bone regeneration*. Biomaterials. 2019; 190: 97-110.
- [7] Lichtenstein JT, Zeller AN, Lemound J, Lichtenstein TE, Rana M, Gellrich NC, et al. *3D-printed simulation device for orbital surgery*. Journal of Surgical Education. 2017; 74: 2-8.
- [8] Wang Z, Wang L, Li T, Liu S, Guo B, Huang W, et al. *3D bioprinting in cardiac tissue engineering*. Theranostics. 2021; 11(16): 7948–7969.
- [9] Kovács ÁÉ, Csernátóny Z, Szabó D, Csámer L, Somoskeőy S, Manó S. *Csípőízületi vápadefektus-klasszifikáció megjelenítése 3D nyomtatással készült modellek segítségével*. Biomech Hung. 2022; 15(2):43-8.
- [10] Maglara E, Angelis S, Solia E, Apostolopoulos AP, Tsakotos G, Vlasik K, et al. *Three-Dimensional (3D) Printing in Orthopedics Education*. J Long Term Eff Med Implants. 2020; 30(4):255-8.
- [11] Kovács ÁÉ, Manó S, Csámer L, Somoskeőy S, Csernátóny Z. *Scoliosis klasszifikáció szemléltetése 3D nyomtatással előállított modellgyűjteménnyel*. Biomech Hung. 2020; 13(1):7-15.