

EGYEDI CÉLZÓK FEJLESZTÉSE McMINN VÁPÁHOZ

Csámer Loránd, Csernátony Zoltán, Falk György, Manó Sándor

Debreceni Egyetem, ÁOK Ortopédiai Tanszék, Biomechanikai Laboratórium

csamer.lorand@med.unideb.hu

DOI: 10.17489/2021/2/05

Absztrakt

A kiterjedt, Paprosky $\geq 2b$ periacetabularis csontdefektusok rekonstrukciója során saját gyakorlatunkban elsődleges választásunk a Waldemar Link (Hamburg, Németország) McMinn 1. típusú stemmed vagy más néven ice cream cone shaped vápájának használata. Ezekben az esetekben műtéttechnikai nehézséget jelent, hogy a műszerkészlet primer, azaz számottevő csontdefektus nélküli esetekre készült. Ezért saját technikát dolgoztunk ki az ice cream cone shaped vápa beültetésére olyan esetekre, ahol a gyári instrumentárium által használt referencia pontok hiányoznak. A módszer lényege, hogy a csípőlapát elülső részébe percutan két titán spongiosa csavart helyezünk be célzási referencia pontként, majd Metal Artifact Removal üzemmódban CT felvételt készítünk az operálandó medencefejről, ami alapján megtervezzük a behelyezendő vápa helyzetét, és a behelyezéshez szükséges célzódrót biztonságos bevezetéséhez egyedi tervezésű, biokompatibilis és sterilizálható alapanyagú, 3D nyomtatott célzót készítünk. Ezáltal a műtét minimális röntgen dózis mellett, az előzetes tervet jól reprodukáló módon végezhető el. Beszámolunk a tervezés orvosi és mérnöki technikai feladatairól, a műtői technikáról, és a 2018 óta operált első 18 eset főbb tanulságairól.

Kulcsszavak: McMinn vápa, csípőrevíziós műtét, betegspecifikus műszerek

DESIGNING OF PATIENT SPECIFIC AIMING DEVICES FOR ICE CREAM CONE SHAPED CUP

Abstract

In the reconstruction of extensive Paprosky $\geq 2b$ periacetabular bone defects, our primary choice in our practice is to use a McMinn type 1 stemmed, ice cream cone shaped cup from Waldemar Link (Hamburg, Germany). In these cases, it is a surgical difficulty that the instrument kit is designed for primary cases without significant bone defects. Therefore, we have developed our own technique for implanting an ice cream cone shaped cup in cases where the reference points used by the factory instrumentation are missing. The essence of the method is to insert two titanium spongiosa screws into the front of the hip paddle as reference points, and then to make a CT image with Metal Artifact Removal algorithm of the operated side of patient's pelvis what is used to plan the position of the McMinn cup.

For the safe insertion of the guiding wire we produce a 3D printed uniquely designed aiming device from a biocompatible and sterilizable material. This method allows us to perform the surgery with a minimal X-ray dose in a way that we able to reproduce the preliminary plan well. Here we report on the medical and engineering technical tasks of the design, the surgical technique, and the main lessons learned from the first 18 cases operated since 2018.

Keywords: ice cream cone shaped cup, hip revision surgery, patient specific instrumentation

Bevezetés

Ring¹ 1964-ben vezette be az ún. ice cream cone shaped vápát.¹⁻³ A csípő endoprotetika hőskorában ez egyfajta útkeresés volt a vápa stabilitásának növelésére. Alapkonceptiója nyilvánvalóan az a félelem lehetett, hogy ha egy félgömb alakú üregbe félgömb alakú vápát ültetünk be, akkor az könnyebben elmozdul az azonos geometriájú fészkében, mintha ugyanezt a vápát egy szárral stabilizálnánk.

A Ring-féle vápával és annak módosításai-val többen próbálkoztak³⁻¹⁰ de végülis a hétköznapi gyakorlatban szükségtelemmé vált az alapkonceptióban megfogalmazott stabilizáló nyúlvány, és a szakma fejlődése a félgömb alakú vápák beültetése mentén haladt tovább.

Ugyanakkor a koncepció nem halt ki teljesen, és egyes gyártók mind a mai napig tartanak egy ilyen modellt a portfóliójukban. Ezeket általában ice cream cone shaped vápáknak nevezik.¹¹

A legtöbb ortopéd sebésszel egyetértve intézetünkben a primer rutin artroplastikák során nem látjuk szükségét egy ilyen modellnek. A nagyszámú, hosszú idő után sorra következő protézis revíziós műtétek során azonban egyre többször találkozunk olyan mértékű (Paprosky ≥ 2 b) periacetabularis csontdefektusokkal, ahol a csonthiány pótlása igencsak feladja a leckét.¹²

Revíziós műtétek során autológ combcsontfej felhasználására már nincs lehetőség, a csontbankból származó csontokkal szemben pedig világszerte egyre csökken a bizalom a betegségek átvitelének veszélye miatt.¹³ Ráadásul azok mechano-biológiai viselkedése is mind a mai napig vitatott, nem is beszélve az ideális inkorporáció megkérdőjelezhetőségéről.¹⁴

A revíziós vápakosarak és a tantál augmentek

használata sokszor nehézkes, az egyedi gyártású¹⁵ titán implantátumok pedig a hosszú elkészítési idő és nagy bekerülési költségük¹⁶ miatt várhatóan sokáig nem fogják tudni betölteni szerepüket a hétköznapi gyakorlat számára. Ráadásul az új Európai Unió Medical Device Regulation (MDR) a custom made implantátumok alkalmazását jelentősen megnehezíti.^{17, 18}

A tanszékünkön a vápa körüli nagy csontdefektussal járó esetek egy részében elkezdtük az ice cream cone shaped vápák használatát,^{10, 12, 13, 19-22} melynek kezdeti tapasztalatairól és korai eredményeiről számolunk be közleményünkben.

A módszer alkalmazása során a nagy csontdefektussal járó esetekben az ice cream cone shaped vápák primer műtétéhez ajánlott célzó műszerek a standard viszonyítási pontok gyakori hiánya miatt nem alkalmazhatók. Ezért saját módszert dolgoztunk ki ezekhez a műtétekhez.

Ennek lényege a finom rétegvastagsággal készített CT vizsgálat alapján 3D tervezésen alapuló és 3D nyomtatott egyedi célzó használata.^{16, 23, 24} Tekintettel arra, hogy kezdetben sok gondot okoztak a fém implantátumok által kiváltott CT artefactumok, a műtétet a legutóbbi időkhöz ilyen esetekben két lépésben végeztük el. Ez egyrészt fémmentesítette a vizsgálandó és operálandó területet, ugyanis a Metal Artifact Removal (MAR) CT technika sem biztosított kezdetben mérnöki tervezésre alkalmas képeket. Jelenleg megkezdtük az együlésben való protéziscserét a radiológiai technika finomodásának és tervezői rutinunk fejlődésének köszönhetően. Egyúttal korábban talán túlzott óvatosságból úgy fogtuk fel, hogy a fémkivétel során alkalmunk van mikrobiológiai direkt gyorsdiagnosztikára direkt festett kenetben, valamint prolongált tenyésztést is indíthatunk. Ez elegendő mennyiségű

minta esetén lehetőleg haemokultúrás közegben történt, ami megbízhatóbb tenyésztési eredményt és antibiogramot ígért.

Tovább segítette az együlékes csere gondolatának elfogadását, hogy E. De Vecchi és mtsai²⁵ ajánlása alapján a synovialis folyadékból Alpha defensin, leukocyta esterase, C-reactive protein és leukocyta count is végezhető, alaposabban körüljárva egy esetleges larvált fertőzés jelenlétét. Saját gyakorlatunkban ez az eljárás most áll bevezetés alatt, de úgy gondoltuk, erre érdemes mindenki figyelmét felhívni.

A műtét utáni sebgyógyulás zavartalan volt, vagy esetleges zavarát további indikációs tényezőként tekintettük a rekonstrukció vállalhatóságának megítélésében, illetve annak módjának megválasztásában.

További érvünk a nagy csontdefektusokkal járó vápareviziók esetében két lépésben végzett beavatkozásra az volt, hogy a képalkotókon ábrázoló, sugárfogó képességük alapján még megfelelőnek tűnő csontrészek sokszor már alkalmatlanok bizonyos implantátumok rögzítésére, ami pedig a siker egyik alapvető záloga. Az első műtét során viszont a vápa környezetének csontminőségét mechanikailag jól meg tudjuk ítélni. Mindezt revideálva klinikánkon is egyre gyakrabban választjuk az egy lépéses cserét a McMinn vápával megoldhatónak ítélt esetekben is.

Módszerek

Célzási módszerünkkel alapvetően az egyetlen cél az ice cream cone shaped vápa kanülált beültető műszereinek előre megtervezett irányú bevezetéséhez egy vezetődrót biztonságos insertálása. Amennyiben ez a vezető drót az előre eltervezett módon, helyen és stabilitással rögzül, a műtét már csak rövid ideig tartó röntgen képerősítővel történő rápillantásokkal, kvázi vakon elvégezhető.

Míthogy egy általunk kidolgozott módszerről van szó, az első néhány esetben esetről-esetre gyakorlatilag minden részletében módosult a vezetődrót bevezetésére szolgáló célzókészülék. Mostanra kialakult módszerünk biztonságosnak, megbízhatónak és könnyen alkalmazhatónak tűnik eddigi tapasztalataink alapján.

Az orvos-mérnöki előkészítés

A fémanyagok eltávolítása során a jelenleg legbiztonságosabb technikánk szerint a csípőlapát elülső végébe, a Spina Iliaca Anterior Superior (SIAS) elülső szélé mellé, illetve attól mintegy 3 cm-re dorsal felé külön kis metszésből két titán perkután (l=30-40mm, d=6 mm) önmetsző spongiosa csavart hajtunk be, melyek fejét mintegy egy menetemelkedésnyire a csont felszínétől kijebb hagyjuk. Zavartalan sebgyógyulás és a rekonstrukciós műtétre való alkalmasságot visszaigazoló vizsgálati leletek alapján végezzük el a medence CT vizsgálatát a fent említett módon. A revíziós műtét kivizsgálása során, ha vápakosárral vagy egyéb vápareviziós technikával már eleve megoldhatatlannak ítéljük a feladatot, akkor első lépésben két kis metszésből behelyezzük a jelzőcsavarokat, MAR funkcióval így készítünk CT alapú 3D rekonstrukciót, és így készítjük el a célzót az egy lépéses műtéthez.

A laboratórium munkatársai ekkor hozzálátanak a medence háromdimenziós rekonstrukciójához, amelyhez a Mimics Innovation Suite (Materialise NV, Leuven, Belgium), orvosi háromdimenziós képalkotást lehetővé tevő mérnöki programcsomagját használják fel.²

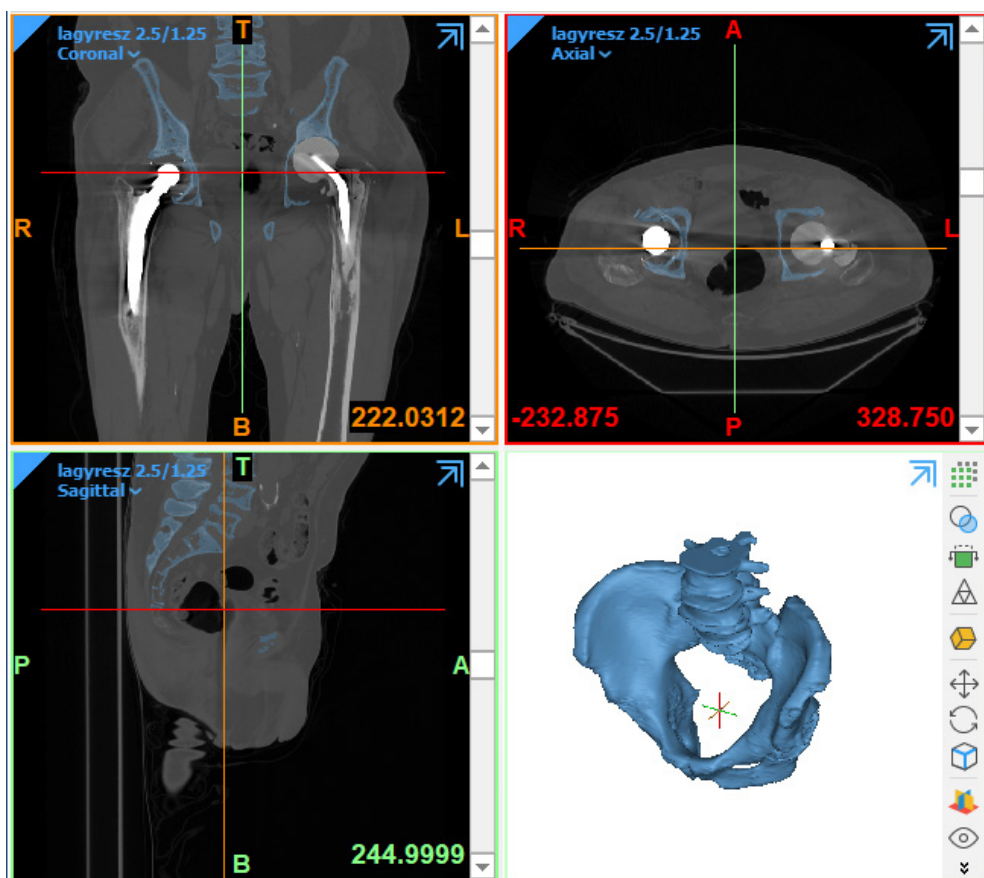
A kétdimenziós, DICOM szabványú anyag beolvasását és átalakítását követően, a térbeli képalkotáshoz ablakolós módszerrel választják ki a feladat szempontjából érdekes sugárelnyelési tartományt a valós, megbízható csontállományt kiválasztva. Az alapértelmezett

csontablak a Hounsfield skála szerint 200 és 2000 HU értékek között található, amelyeket a felvételek paraméterezésének- és a csont saját denzitásának figyelembevételével módosítják. A kiválasztott tartomány azonnal megjelenik a képernyőn, így a határértékek változtatásának következménye is rögtön értékelhető a CT szeletek képein, színes kiemelés formájában. (1. ábra) Az így nyert maszkon elkülöníthető a feladat szempontjából fontos, valós csontállomány, így esetünkben a jelentős csontdefektust mutató medencefél és a megegyező oldali femur. Az artefaktumot csökkentő algoritmus használatának dacára a nyers felvételekből képzett kétdimenziós maszk tartalmazhat ká-

ros szóródásokat vagy árnyékokat. Ezek csökkentésére – szükség szerint - segítségül hívható a Reduce Scatter funkció.

Ez a szóródást csökkentő algoritmus a CT felvételeken, a látómezőben jelenlévő fém tárgyak által okozott műtermékek káros hatását csillapítja. Egy külön maszkon meghatározva a forrást, lehetőség nyílik a szűrés paraméterezése, amelynek előnézetét azonnal be is mutatja a program, a kiindulási állapothoz viszonyítva.³

A maszk simításával csökkenthető a szeletek felbontásából eredő felületi érdesség, majd a



1. ábra. A CT-felvételek ablakolásának hatására megjelenő maszk háromnézeti képe, valamint az ebből nyert térbeli modell

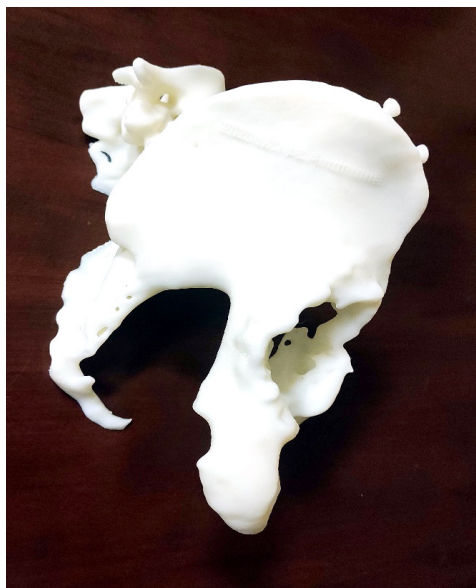
rekonstrukciós folyamat a térbeli test képzésével záródik. Ebből sztereolitográfias formátumú fájl készül a félmedence 3D nyomtatásához, valamint a célzó modellezéséhez.

A mérnök munkatársak a félmedence 3D nyomtatásának előkészítése során a nyomtatandó testet tartalmazó fájl optimalizálását és hibajavítását végzik el. A modellt közelítési módszerrel leképező formátum, a háromszögek csúcsponti koordinátáit, valamint ugyanezek normálvektorait tartalmazza, nem ritkán hibákkal terhelve. A korrekció során felszámolják a munkatársak a nyilvánvaló tesszalációs hibákat, amelyek károsan befolyásolhatják a nyomtatott modell minőségét. Ilyen jellemző hibák a burkolófelületet közelítő hálón keletkező rések, a felületi hiányok, -torzulások, -átlapolódások, továbbá alul-, vagy túlhatározott pontok, vonalak, esetleg felületek megléte. Szintén jellemző a felület normálisának hibája. A normálvektor iránya mutatja meg ugyanis azt, hogy a felület melyik oldala kerül kinyomtatásra.^{4,5}

A jelentős csontdefektust mutató medencefelet egy Stratasys F270 típusú (Stratasys Ltd, Rehovot, Izrael) Fused Deposition Modeling (FDM) rendszerű 3D nyomtatóval nyomtatják ki. Ezen eljárás egy filament szál megolvasztásán alapszik, amely extrudálásával rétegenként nyomtatja ki a készülék a modellt. Alapanyagként akrilnitril-sztirol-akrilésztert (ASA) használnak, amely egy az ABS-hez hasonló mechanikai jellemzőkkel rendelkező, azonban UV stabil terpolimer.⁶

A modell a keresztcsontnál egy a befogást elősegítő négyzeteshasáb, vagy téglatest alakú nyúlvánnyal kerül kiegészítésre, amely elősegíti a medence és a célzó helyzetének ellenőrzését a beavatkozás során. A nyomtató vezérlőprogramjának segítségével sor kerül a térbeli modell platformon történő elhelyezésre, a támaszanyaggal történő ellátásra, vala-

mint a nyomtatás paraméterezésére. A modell platformról történő leválasztása kézzel, kézi segédeszközökkel történik. A támaszanyag leválasztása a gyártó által biztosított, szabályozott fűtő és keringető rendszerrel ellátott kádban, NaOH oldatban történik.



2. ábra. 3D nyomtatott medencefél

Az elkészült medencefél vizsgálata segítséget nyújt a módszer kiválasztásában. Ha az Ice cream cone shaped vápa mellett döntünk, a mintadarabon meghatározzuk a vápaszár tengelyébe eső vezetődrót ideális bemeneti és kimeneti pontját. Ezt követi a mérnöki tervezés. Mivel a bevezetőben említett egylépéses műtét bevezető szakaszában járunk még csak, közleményünkben a kétüléses technikával szerzett tapasztalatainkról, illetve annak fejlesztési egyes lépéseit mutatjuk be.

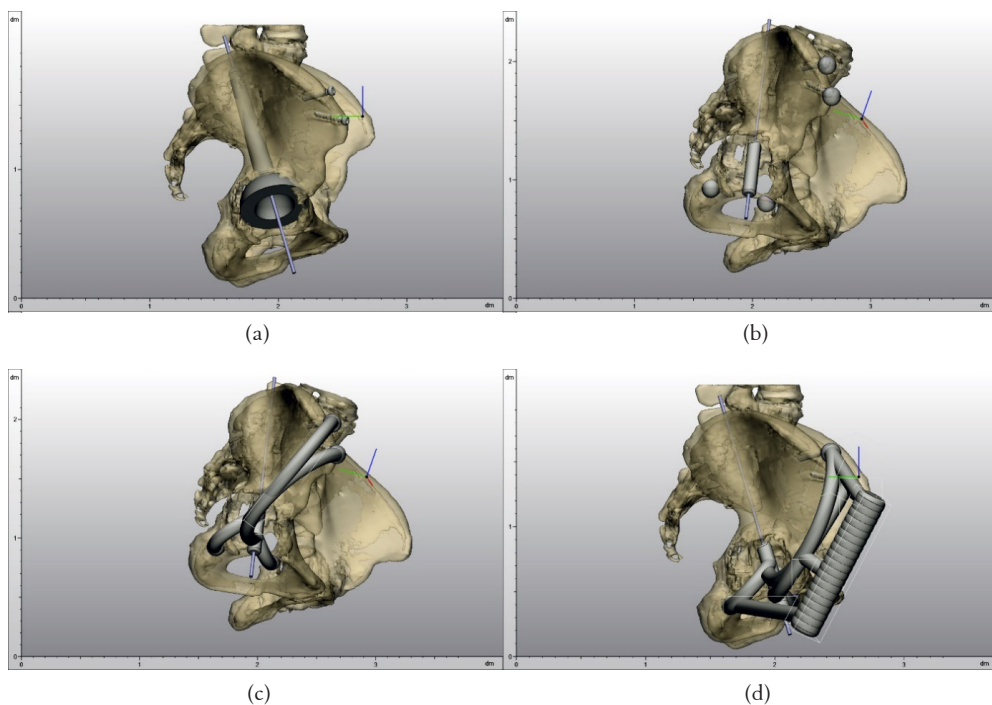
Mérnöki tervezés

A tervezés célja egy olyan eszköz létrehozása, amely segítségével a sebész az előre meghatározott tengely mentén tudja nagy biztonsággal

bejuttatni a vezetődrotot. A célzó kialakítása a 3-matic (Materialise NV, Leuven, Belgium) CAD tervezőprogramban történik. A medence importálását követően meghatározásra kerül a legnagyobb alkalmazható vápakosár átmérője. Ehhez a sérült oldali csípővápába modellezhető legnagyobb gömböt szükséges megszerkesztetni. A tervezőszoftver lehetővé teszi a modellek részlegesen áttetsző megjelenítését, láthatóvá téve ezzel az esetleges átfedéseket, továbbá lehetővé téve ezzel a sérült oldali vápa marásának tervezhetőségét. Miután a kezelőorvos, a térbeli modellek szemrevételezése után meghatározta a felhasználandó vápakosár méretét, a 3D nyomtatott medencemodellen bejelölt tengelyirány a modellező programban is megszerkesztésre kerül.

A tervezőprogramba importálásra kerülnek az eltérő kosárátmérővel és szárhosszal rendelkező McMinn vápák (Waldemar Link, Hamburg, Németország) CAD tervrajzai.

A vápakosár külső felülete a defektusos vápába szerkesztett gömb felületéhez kerül illesztésre, a szár tengelyvonala pedig a fűrásztengelyhez. Ezt követően vizsgálható meg, hogy melyik szárhossz a legmegfelelőbb, miként helyezkednek el, és adott esetben hol lépik át a Corticalis felületét. A vápa pozíciója annak figyelembevételével kerül finomhangolásra, hogy a vápaszár palástja körül legkevesebb 3-5 mm csontállomány maradjon, mielőtt áttörné annak határfelületét. (3. a ábra) Ezt a pozíciót validálja a kezelőorvos.



3. ábra. A célzó tervezésének lépései:

- (a) vápakosár és a célzódrót pozícionálása (b) a célzószár és a felfekvés pontok tervezése
 (c) a felfekvés pontokat a célzószárral összekötő tartók megszerkesztése (d) a fogantyú kialakítása és a célzó véglegesítése

Ezt követi a célzó megszerkesztése, amely magával a megvezető henger/drót kialakításával kezdődik. Ennek hossza ideális esetben 50-70 mm, azonban befolyásolja a femur helyzete, illetve az a tény, hogy a korábbi csípőprotézis femur oldali komponense eltávolításra került-e. 10-12 mm átmérő esetén az alkalmazott biokompatibilis fotopolimer szilárdsági jellemzői mellett is jó biztonsággal vezeti meg a célzó a vezetődrotot. (3/b. ábra) A henger belépő felülete körül 1-2 mm lekerekítéssel biztosítható, hogy ne képződjön vágóél a felületek határainál. A vápa felőli, szintén lekerekítést alkalmazó kilépő oldalon beállítanak 2-3 mm csontfelszíntől mért távolságot, kiküszöbölve ezzel, hogy a vezetősár véletlenszerűen feltámaszkodjon a vápafének felszínén, módosítva ezzel a célzás irányát.

Az első változatnál (4. a ábra) a sérült oldali csípővápának egyedi alakját vette fel a célzó teste, amelynek helyzetben tartásához a mutatóujj számára kialakított fészkek nyújtott segítséget. A gyakorlatban bebizonyosodott azonban, hogy rendkívül nehézkes a fúrás és az ujjal történő, biztonságos pozícióban tartás egyszerre. Továbbá felmerült a célzónak a csonttal, nagy felületen történő érintkezésének problematikája is. Az ablakolás pontossága, valamint a feltárást követő vápa előkészítés káros befolyással lehetnek a célzó felvekvésére, és ezzel a célzás pontosságára.

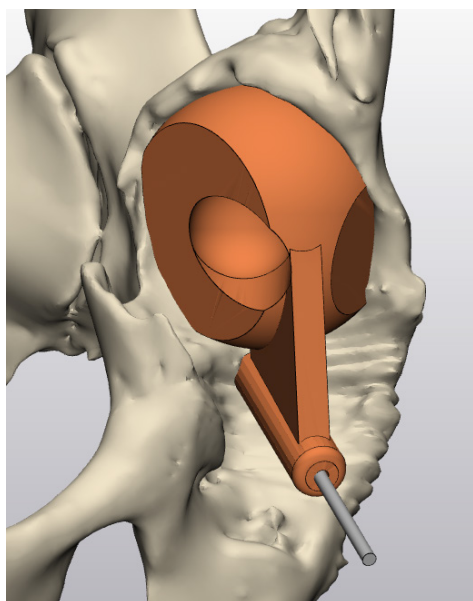
Ezen észrevételek vezettek el a célzó továbbfejlesztéséhez. (4. b ábra) A későbbi gyakorlat szerint három megbízható csontos képlet pozícionálta a célzót. A felfekvés pontok kijelölése után hasábok kerültek megszerkesztésre a kijelölt pontok és a célzó központi része között. Az ujjal történő helyzetben tartás kiváltására először hatszögletű, később pedig háromszögletű fészkek kerültek kialakításra, amelyhez egy markolattal rendelkező, nagyságrendileg 30 cm hosszú, rozsdamentes acél szerszám is elkészült. A fészkekbe szorosan illeszkedő esz-

közzel lehetett elősegíteni az ideális pozíciót. A hatszögletű fészkek a műtét közben, a pozícionálás hatására jelentkező csavaró igénybevételt egyes esetekben nem bírta elviselni. A háromszögletű változat erre megoldást jelentett, hátránya azonban, hogy jelentősen behatárolta a tartószerszám helyzetét. Emiatt előfordult, hogy a beteg femurja, a fúróeszköz és a tartó szerszám együttes jelenléte miatt nehézkesé vált a célzó használata.

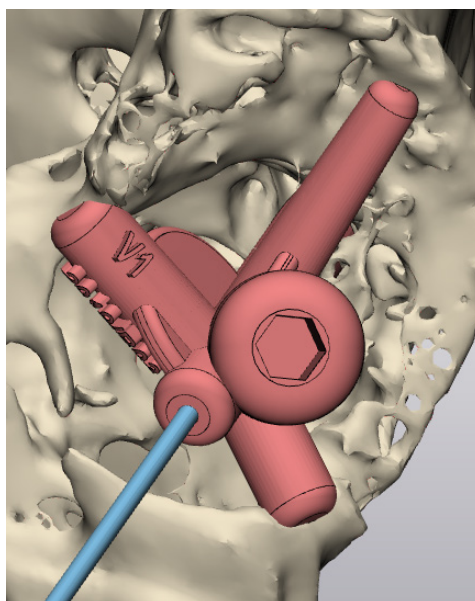
A tapasztalatok azt mutatták, hogy a pozícionálásra szánt csontos képletek letörhetnek a műtét során. Ennek megoldására készült el a harmadik változat, (4. c ábra) amelynél az előzőleg bevezetett két titán csavar mellett egy síkban kitérő harmadik pont segítségével már nagyobb biztonsággal tudjuk helyzetbe hozni a célzót. A csípőlapátban korábban beültetett spongiosa csavarok feje köré 12 mm átmérőjű gömböket modelleznek. Ezek úgy kerülnek elhelyezésre, hogy feltámaszkodjanak a csípőlapát, csavarokat körülvevő csontfelszínére is. A csavarfejek számára nyílások kerülnek kialakításra a gömbökben, annak figyelembevételével, hogy a fúrást követően a célzó eltávolítható legyen, a célzodrót furatban történő megtartása mellett is. A fúrószárat megvezető henger és a csavarfejekre illeszkedő gömbök 50-60 mm átmérőjű féltóruszok segítségével kerülnek összekapcsolásra, figyelembevétel a lágyrészek méreteit és elhelyezkedését. (3. c ábra) Az 5-6 mm anyagátmérővel rendelkező tóruszok útja keresztezi egymást, így is növelve a szerkezet merevségét. A harmadik feltámaszkodási ponthoz a defektusos Acetabulum, ülőcsont felőli peremén kerül kiválasztásra egy stabilan felismerhetőnek és megtarthatónak ítélt periacetabularis csontos anatómiai pont, amelyre a csavarfejeknél is alkalmazott, 12 mm átmérőjű gömb kerül megszerkesztésre. Ennek a gömbnek nagyjából harmada a csontállomány belsejében halad, amely egy Boole kivonási művelet alkalmazása után már leköveti az azt keresztező

csont felszínét, biztos támaszkodási pontot szolgáltatva. A harmadik támaszpont egy 10-12 mm átmérőjű tórusz segítségével csat-

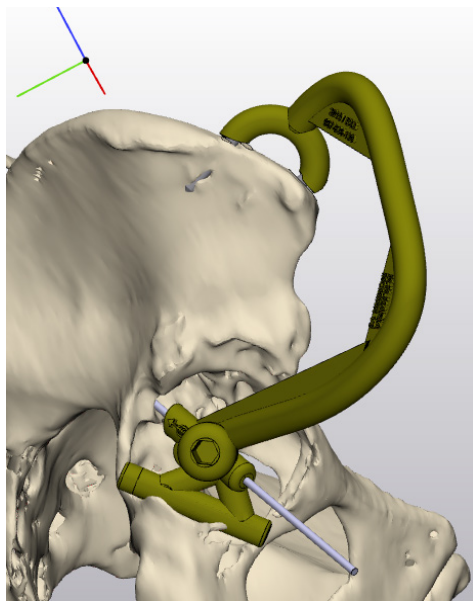
lakozik a vezetősárhoz. Szükség szerint egy biztonsági második anatómiai támaszkodási pontot is keresnek a tervezők az előbb ismerte-



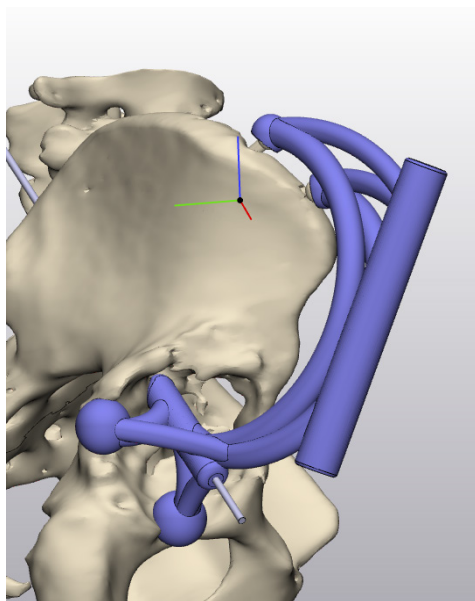
(a)



(b)



(c)



(d)

4. ábra. A célzó fejlődésének állomásai

(a) első változat (b) második változat (c) harmadik változat (d) negyedik változat

tettek szerint. Ennek célja, hogy nem megfelelő csontstruktúra esetén alternatív feltámaszkodási lehetőséget biztosítson.

Az legutóbbi, negyedik változatnál, (4. d ábra) a hat- és háromszögletű fészkek kiváltására, a célzó pontos és stabil helyzetben tartásához fogantyú került elhelyezésre a feltámaszkodási pontok, a fűrőberendezés helyzetének, valamint a célzó pozícióban tartásához szükséges erő irányának figyelembevételével. A csavarokat a vezetőszárral összekötő tóruszok esetenként belépnek a fogantyúba, valamint az összes támaszkodási pont 5 mm átmérőjű hengerek segítségével kerül összekapcsolásra a fogantyú végeivel. (3. d ábra)

Az egyedi azonosítóval történő ellátás után az elkészült modell ellenőrzése, hibajavítása és exportálása után sor kerül az első, nem biokompatibilis 3D modell kinyomtatására, FDM technológiájú, Stratasys F270 típusú (Stratasys Ltd, Rehovot, Izrael) 3D nyomtatóval, ABS alapanyagból. (5. ábra) A mintadarab előállítását, tisztítását és utókezelését követően sor kerül a szemrevételezésre, a korábban ki-



5. ábra. ABS alapanyagú, FDM technológiával nyomtatott félmedence, a célzóval

nyomtatott medencefélhez történő illeszkedés vizsgálatára, valamint a próbafúrást követően a fűrőstengely ellenőrzésére. A kezelőorvos jóváhagyását követően két példányban kerül kinyomtatásra a célzó, egy Objet 260 Connex (Stratasys Ltd, Rehovot, Izrael), polyjet technológiájú 3D nyomtató segítségével, MED-610 (Stratasys Ltd, Rehovot, Izrael) típusú, merev, áttetsző, biokompatibilis fotopolimer alapanyag felhasználásával.

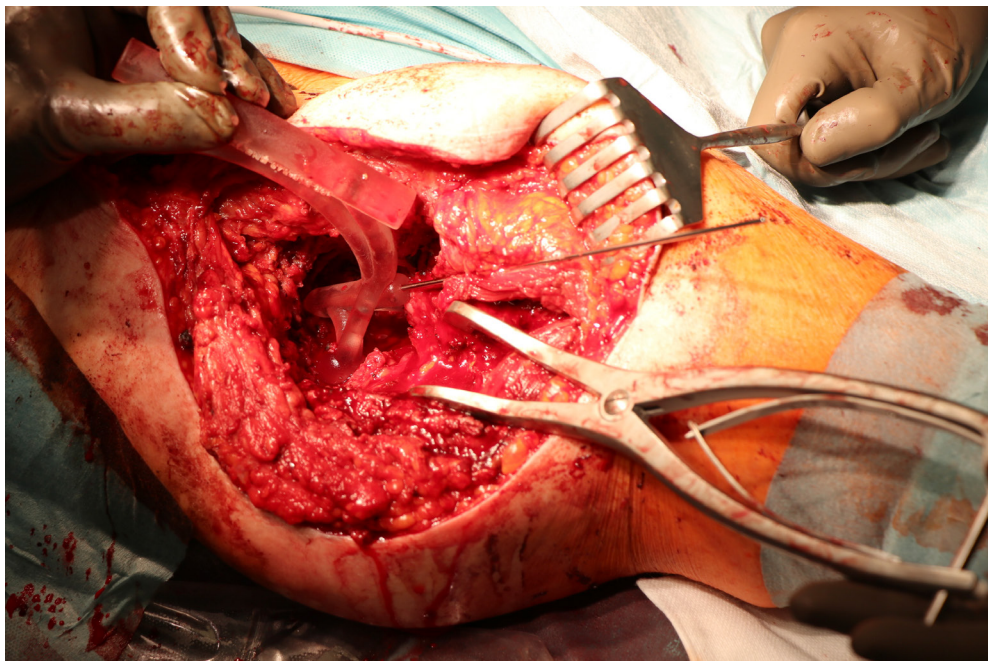
A kinyomtatott 3D modellek magasnyomású vízsugaras és keféس tisztítást és támaszanyag eltávolítást követően a 3D nyomtató gyártójának utókezelési munkautasítása alapján 3 órát töltenek, 3 tömegszázalékos NaOH oldatban, amelyet a feloldott támaszanyaggal együtt újabb magasnyomású vízsugaras, majd keféس tisztítással távolítanak el a munkatársak. Végül 30 percet töltenek a modellek nagy tisztaságú izopropil-alkoholban. Ezt követően kerülnek csomagolásra és sterilizálásra.

Műtéti technika

Klinikánk gyakorlatának megfelelően Watson-Jones szerint tárjuk fel a csípőt. A csontos vágást megtisztítjuk a sarjszövetből, ezzel előkészítjük a maráshoz, és egyúttal a célzó lehorgonyzási pontjait teljesen felszabadítjuk az esetleges lágyszöveti rögzülésektől. Nagy csontdefektus esetén természetesen nem klasszikus marásról, csak a szklerotikus csontok vérzővő tételéről van szó.

Ugyancsak feltárjuk külön metszésből vagy a feltáras cranialis kiterjesztésével a két jelzőcsavart. Az ily módon rendelkezésre álló viszonyítási pontokon (két csavar és egy megbízható csontos képlet) stabilan rögzítjük a célzót, majd röntgenképesősítő kontrollja mellett befúrjuk a vezetődrtöt. (6. ábra)

Műteteink során McMinn típusú vágóal-kalmazunk. A célzó eltávolítása után a gyá-



6. ábra. A célzó és a vezetődrót helyzete a fúrást követően

ri ajánlás szerinti lépésekben előkészítjük a vápa helyét. Jelentős csontdefektus esetén előfordul, hogy csontpótló anyagra, esetleg kiegészítő implantátum behelyezésére is szükség lehet.

Helyes tervezés, méretezés és kivitelezés esetén a primer stabilitás megfelelő.

A posztoperatív rehabilitációt nagymértékben meghatározza a csont állományán kívül a femorális oldal helyzete: milyen típusú protézis szárral, milyen módszerrel, vagy esetleg tumor protézissel pótolva sikerül a femorális oldalt helyreállítani.

Ha a szár cseréjére nem kerül sor, akkor annak anteverziójához is adaptálni kell a vápa helyzetét. A csípőprotézis két komponense, illetve azok illeszkedése alapján instruáljuk a posztoperatív kezelést végző gyógytornászt és rehabilitációs szakembert.

Eredmények

2018 február és 2021 július között mindösszesen 18 betegnél végeztük el a fentebb ismertetett módszerünkkel nagy periacetabularis defektusok revíziós műtétét McMinn típusú vápával.

Egyetlen betegnél került sor a megoldás feladására, akinél szeptikus szövődmény miatt végül is az implantátumok eltávolítására és Girdlestone állapot visszahagyására kényszerültünk.

Harris Hip Score (HHS) készítése ezeknél a betegeknél nem történt. Ennek magyarázata a következő: Erről a betegcsoportról elmondható, hogy a műtét előtt hosszabb-rövidebb ideig nagyon komoly mértékben sántítottak, vagy akár részleges vagy teljes tehermentesítést alkalmaztak a fájdalom kerülése céljából, vagy orvosi utasításra. Műtetre váró csípőjük

gyakorlatilag használhatatlan volt. Mindezek alapján a HHS kitöltése irreleváns lett volna. A műtét után különböző mértékű tehermentesítésre voltak utasítva, és kezdetben számos range of motion megkötést is alkalmazni kellett. Így mind anamnézisükben, mind posztoperatív státuszukban alapvetően különböztek a rutin (primer coxarthrosis, idiopathiás femurfej necrosis, poszttraumás állapotok) indikációjával végzett protézis műtöttektől. A HHS számszerűsített adatai az ő esetükben a posztoperatív időszakban is sokszor jelentősen torzított eredményt adtak volna.

Mivel a közölt esetek egy része még igen korai posztoperatív szakban van, a későbbiekben tervezünk számot adni különböző funkcionális skálák alapján, járásanalízis laboratóriumunkban végzett vizsgálatokkal, illetve a szubjektív betegelégedettségi megítélésre támaszkodva a hosszú távú kimenetről.

Mivel azonban műteti tapasztalataink igen kedvezőek a mérnökök nyújtotta technikai támogatás és a posztoperatív funkcionális és radiológiai eredmények tekintetében, érdemesnek tartottuk az általunk alkalmazott technikai support bemutatását, ami bárki számára hozzáférhető, és nagy műteti biztonságot jelent.

Megbeszélés

A csípő endoprotetika az elmúlt évtizedben új korszakába lépett. A várható élettartam megnövekedett, és ezen belül sokak számára megnövelte a minőségi éveket számát, illetve annak igényét is. Az óhatatlan protézis kopás, lazulás és különféle szövődmények, valamint a protézisviselők esetleges balesetei mind-mind abba az irányba terelték a szakmát, hogy a korábbi, sokszor nihilisztikus hozzáállás helyett egyre

nehezebb és komplikáltabb revíziós esetek sebészi megoldását is egyre többen felvállalják. A megoldás mindig függ magától az esettől, a beteg általános állapotától, igényétől és kooperációs szintjétől, valamint a sebész felkészültségétől, szemléletétől, lehetőségeitől és koncepciójától. Azaz nincs egyetlen üdvözítő út. Mindezt jól bizonyítja, hogy az interneten megjelentek különböző custom made konstrukciókat kínáló szolgáltatások. Ezek többsége azonban egy, az üreg kitöltését szolgáló, és a traumatológiai implantátumok analógiájára csavaros rögzítési mechanizmust lehetővé tévő furatok révén biztosítja a vápa rekonstrukcióját.

Módszerünk kidolgozásával az iliumban rögzülő, ice cream cone shaped off-shelf implantátum revíziós célú alkalmazása, és annak biztonságossá tétele volt a célunk.

Közleményünkben a kezdeti próbálkozások során napjainkra letisztult, lassan rutin szerűvé váló műtéttervezési és műteti technikánkat mutatjuk be.

Következtetések

A relatíve kis esetszám és a nagy szórás mutató utánkövetési idő még nem enged hosszútávú következtetéseket levonni. Publikációnkban annak problémájának a leküzdésével szerzett eredményeinket kívántuk bemutatni, hogy az eredendő primer protetizáláshoz készült instrumentáriummal, navigációs technika nélkül mi módon lehet nagy biztonsággal reprodukálni egy előzetes műteti tervet.

Azokban az esetekben, amelyeknél nagy valószínűséggel előre kizárható a larvált infekció, megkezdtük első lépésben csak a jelzőcsavarok behelyezését elvégezni percután csavarozással, és az implantátum kivétel is a revízió során történik.

IRODALOMJEGYZÉK

1. Ring PA. Complete replacement arthroplasty of the hip by the ring prosthesis. *J Bone Joint Surg Br* 1968;50:720-731. 1968/11/01.
2. Jayson MIV. Total hip replacement. Philadelphia; Lippincott, 1971,p.152 p.
3. M P Ring uncemented hip replacements. The results of revision. *The Journal of Bone and Joint Surgery British volume* 1987;69-B:374-380. DOI: 10.1302/0301-620x.69b3.3584187.
4. LEINBACH IS and BARLOW FA. 700 Total Hip Replacements Experience With 6 Types. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 1973;95:174-192.
5. Proceedings of the Danish Orthopaedic Society 91st Assembly. *Acta Orthopaedica Scandinavica* 1974;45:793-800. DOI: 10.3109/17453677408989690.
6. Everts CM, Gramer LJ and Bergfeld JA. The Ring total hip prosthesis. Comparison of results at one and three years. *J Bone Joint Surg Am* 1972;54:1677-1682. 1972/12/01.
7. Ring PA. Total replacement of the hip joint. A review of a thousand operations. *J Bone Joint Surg Br* 1974;56:44-58. 1974/02/01.
8. Lindholm RV and Puranen J. Ring total hip replacement in osteoarthritis. *Acta Orthop Scand* 1976;47:311-316. 1976/06/01. DOI: 10.3109/17453677608991997.
9. Stihsen C, Hipfl C, Kubista B, et al. Review of the outcomes of complex acetabular reconstructions using a stemmed acetabular pedestal component. *The Bone & Joint Journal* 2016;98-B:772-779. DOI: 10.1302/0301-620x.98b6.36469.
10. Howard PW. (iii) Reconstruction/revision of acetabular failure in revision hip replacement. *Orthopaedics and Trauma* 2009;23:322-326. DOI: 10.1016/j.morth.2009.08.007.
11. Santori FS, Santori N, Piciocco P, et al. La nuova coppa a stelo iliaco nelle revisioni acetabolari. *LO SCALPELLO-OTODI Educational* 2009;23:118-125. DOI: 10.1007/s11639-009-0033-y.
12. Badhe NP and Howard PW. A stemmed acetabular component in the management of severe acetabular deficiency. *J Bone Joint Surg Br* 2005;87:1611-1616. 2005/12/06. DOI: 10.1302/0301-620X.87B12.16402.
13. Fisher NE, Patton JT, Grimer RJ, et al. Ice-cream cone reconstruction of the pelvis: a new type of pelvic replacement. *The Journal of Bone and Joint Surgery British volume* 2011;93-B:684-688. DOI: 10.1302/0301-620x.93b5.25608.
14. Rolvien T, Friesecke C, Butscheidt S, et al. A novel, multi-level approach to assess allograft incorporation in revision total hip arthroplasty. *Sci Rep* 2020;10:15226. 2020/09/18. DOI: 10.1038/s41598-020-72257-3.
15. Citař M, Kochsiek L, Gehrke T, et al. Preliminary results of a 3D-printed acetabular component in the management of extensive defects. *HIP International* 2018;28:266-271. DOI: 10.5301/hipint.5000561.
16. Marinescu R and Popescu D. 3D Prints are not a Panacea, but Definitely Support Orthopedic Surgery. In: 2020 International Conference on e-Health and Bioengineering (EHB) 29-30 Oct. 2020 2020,pp.1-4.
17. Green JJ. The impact of medical device regulation on hospital doctors who prescribe and manufacture custom-made devices. *Br J Hosp Med (Lond)* 2020;81:1-6. 2020/12/31. DOI: 10.12968/hmed.2020.0596.
18. Vasiljeva K, van Duren BH and Pandit H. Changing Device Regulations in the European Union: Impact on Research, Innovation and Clinical Practice. *Indian J Orthop* 2020;54:123-129. 2020/04/08. DOI: 10.1007/s43465-019-00013-5.
19. Bus MPA, Boerhout EJ, Bramer JAM, et al. Clinical outcome of pedestal cup endoprosthetic reconstruction after resection of a peri-acetabular tumour. *The Bone & Joint Journal* 2014;96-B:1706-1712. DOI: 10.1302/0301-620x.96b12.34622.
20. Bus MP, Szafranski A, Sellevold S, et al. LUMiC((R)) Endoprosthetic Reconstruction After Periacetabular Tumor Resection: Short-term Results. *Clin Orthop Relat Res* 2017;475:686-695. 2016/03/30. DOI: 10.1007/s11999-016-4805-4.

-
21. *Willemse P, Castelein R, Bom P, et al.* Clinical and radiological results of the stemmed Mc Minn cup in hip revision surgery. *Acta orthopaedica Belgica* 2010;76:58-62.
22. *Matharu GS, Mehdian R, Sethi D, et al.* Severe pelvic bone loss treated using a coned acetabular prosthesis with a stem extension inside the ilium. *Acta Orthop Belg* 2013;79:680-688. 2014/02/26.
23. *Hart A. et al.* 3D-CT: A better map for hip surgery. *Orthopaedic Product News* 2017;10.
24. *Wescott R, Henckel J, Di Laura A, et al.* Patient-specific instrumentation for total hip and knee arthroplasty: Is it the new surgeons' guide to improve implant positioning? *Orthopaedic Product News* 2018;01.
25. *De Vecchi E, Romano CL, De Grandi R, et al.* Alpha defensin, leukocyte esterase, C-reactive protein, and leukocyte count in synovial fluid for pre-operative diagnosis of periprosthetic infection. *Int J Immunopathol Pharmacol* 2018;32:2058738418806072. 2018/11/01. DOI: 10.1177/2058738418806072.
-

Köszönetnyilvánítás

A közlemény a Pénzügyminisztérium és az Európai Unió GINOP-2.3.2-15-2016-00022 és GINOP-2.2.1-15-2017-00055 azonosító jelű pályázatainak támogatásával valósult meg.

Az Információs és Technológiai Minisztériuma ÚNKP-20-3 kódszámú (ÚNKP-20-3-II-DE-450) azonosító számú Új Nemzeti Kiválóság Programjának szakmai támogatásával készült.

Csámer Loránd

Debreceni Egyetem, ÁOK Ortopédiai Tanszék, Biomechanikai Laboratórium

H-4032, Debrecen, Nagyerdei krt. 98.

Tel.: +36 52 411 600 / 53698

e-mail: csamer.lorand@med.unideb.hu