

# **EGYETEMI DOKTORI (PhD) ÉRTEKEZÉS**

## **Intraosseális Strukturális Graft technika Új műtéti eljárás a diszpláziás vápa szuperolaterális defektusának pótlására csípőprotézis beültetése során**

**Biomechanikai laboratóriumi, bonctermi kísérletek és az első klinikai eredmények**

**Dr. Szabó János**

**Témavezető: Dr. Csernátony Zoltán**



**DEBRECENI EGYETEM**

**KLINIKAI ORVOSTUDOMÁNYOK DOKTORI ISKOLA**

**Debrecen, 2015**



## Tartalom

A rövidítések jegyzéke .....	3
Bevezetés .....	4
Célkitűzések .....	5
1. Irodalmi áttekintés .....	6
1.1. Az <i>acetabulum</i> fejlődése .....	6
1.2. Az egészséges csípőízület biomechanikája és anatómiája .....	7
1.3. A csípőízületi diszplázia etiológiája .....	13
1.4. A csípőízületi diszplázia incidenciája .....	15
1.5. A csípőízületi diszplázia jelentősége .....	15
1.6. A diszpláziás csípőízület biomechanikája és anatómiája .....	16
1.7. A felnőttkori acetabuláris diszplázia klasszifikációi .....	20
1.8. A diszpláziás vápa protézisálásának műtéttechnikai kérdései .....	25
1.9. Műteti szövödmények .....	42
1.10. Az autológ szabad graft beültetés biológiája .....	47
2. Anyagok és módszerek .....	49
2.1. Az Intraosseális Strukturális Graft technika .....	49
2.2. In vitro és ex vivo előkísérletek .....	60
2.2.1. A diszpláziás <i>acetabulum</i> klasszifikációinak kritikája .....	60
2.2.2. A diszpláziás <i>acetabulum</i> 3D modellezése .....	62
2.2.3. A kortikospongiózus lemez hajlíthatóságának vizsgálata .....	63
2.2.4. Műszerfejlesztés .....	64
2.2.5. Az autológ szabad graft beültetés kérdése .....	77
2.2.5.1. A kontakt felszín arányának meghatározása .....	77
2.2.5.2. A kontaktusba kerülő csontok biológiai minősége .....	78
2.2.5.3. Az oszteoszintézis primer stabilitásának vizsgálata .....	78
2.2.5.4. A műteti kockázat elemzése .....	83
3. Eredmények .....	84
3.1. Az Intraosseális Strukturális Graft Technika .....	84
3.2. In vitro és ex vivo előkísérletek .....	87
3.2.1. A diszpláziás <i>acetabulum</i> klasszifikációinak kritikája .....	87
3.2.2. A diszpláziás <i>acetabulum</i> 3D modellezése .....	88
3.2.3. A kortikospongiózus lemez hajlíthatósága .....	89
3.2.4. Műszerfejlesztés .....	90
3.2.5. Az autológ szabad graft beültetés kérdése .....	91
3.2.6. A műteti kockázat elemzése .....	93
4. Megbeszélés .....	97
5. Új megállapításaim, eredményeim .....	104
6. Összefoglalás .....	105
7. Tárgyszavak .....	107
8. Irodalomjegyzék .....	108
9. Publikációs lista .....	116
10. Etikai nyilatkozat .....	119
11. Köszönetnyilvánítás .....	120



---

## A rövidítések jegyzéke

AO	Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen
BBG	Bulk Bone Graft. (Az általam referenciaként választott BBG technika Magyarországon Harris leírása alapján terjedt el, és a hazai irodalomban leggyakrabban Harris plasztika néven fordul elő.)
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine
ISG	Intraosseális Strukturális Graft
SPECT	Single Photon Emission Computed Tomography
RP	Rapid Prototyping
a.	<i>arteria</i>
m.	<i>musculus</i>
n.	<i>nervus</i>
v.	<i>vena</i>



## Bevezetés

A diszpláziás csípő protézis napjainkban sem tekinthető megoldottnak. A kóros irányú fejlődés következtében az *acetabulum* régiójában rendszerint csonthiányok, a *femuron* jellegzetes morfológiai deformitások jönnek létre. A kedvezőtlen biomechanikai helyzet az ízület korai szekunder artózisához vezet. A kopásos folyamat által okozott fájdalom miatt a betegek általában 50 éves koruk előtt protézisre kerülnek. A fejlődési zavar nem csak a statikus komponenseket, hanem az izomzatot, a keringést és a beidegzést is érinti. Ennek következtében a protézis beültetése nem csak a komponensek megfelelő pozicionálásával és stabilizálásával kapcsolatos technikai nehézségeket hordozza, legalább annyira fontos a biológiai szemlélet, a lehető legjobb funkció elérésére való törekvés is.

Nem meglepő tehát, hogy a problémában elmélyedve számos különböző filozófiával, szemlélettel és az ezeket megvalósító műtéti technikák sokaságával találkozhatunk. Egészen eltérő nehézségeket vet fel a proximális *femur* és teljesen másokat az *acetabulum* protézis. Személyes érdeklődésemet ez utóbbi keltette fel, különösen a vápa elhelyezése és az ehhez kapcsolódó csontpótlási technikák foglalkoztatnak. Tanulmányomban ezt a nagyon érdekes és a mai napig is változó témát szeretném körüljárni és a gyakorló sebész szemszögéből a főbb vonulatokat bemutatni.

Természetesen a felmerülő problémák saját gondolatokat is elindítottak, amelyekből egy meglehetősen szerteágazó, 5 évet felölelő kutatási program teljessé vált. Munkám eredménye egy új, hangsúlyozottan biológiai szemléletű műtéti megoldás, az Intraosszeális Strukturális Graft (továbbiakban ISG) technika lett. A fejlesztési folyamat jelenleg a biomechanikai laboratóriumi tesztek, a bonctermi kísérletek és a műszerfejlesztés után a klinikai bevezetés fázisában tart.

Az ISG technika teljes mértékben önálló, eddig nem alkalmazott ötleten alapul. A modellkísérletek, a műszerfejlesztés és a kockázat elemzés jelentős részét egyedül végeztem. A bonctermi vizsgálatok, illetve a biomechanikai laboratóriumi modellkísérletek és mérések jellegükből adódóan, csak team munkában végezhetőek. Dolgozatomban egyes szám első személyt használok a teljesen önállóan végzett tevékenységek ismertetésekor és többes szám első személyt a teamben végzett kutatások leírása során. Munkatársaimat a függelékben felsorolom.



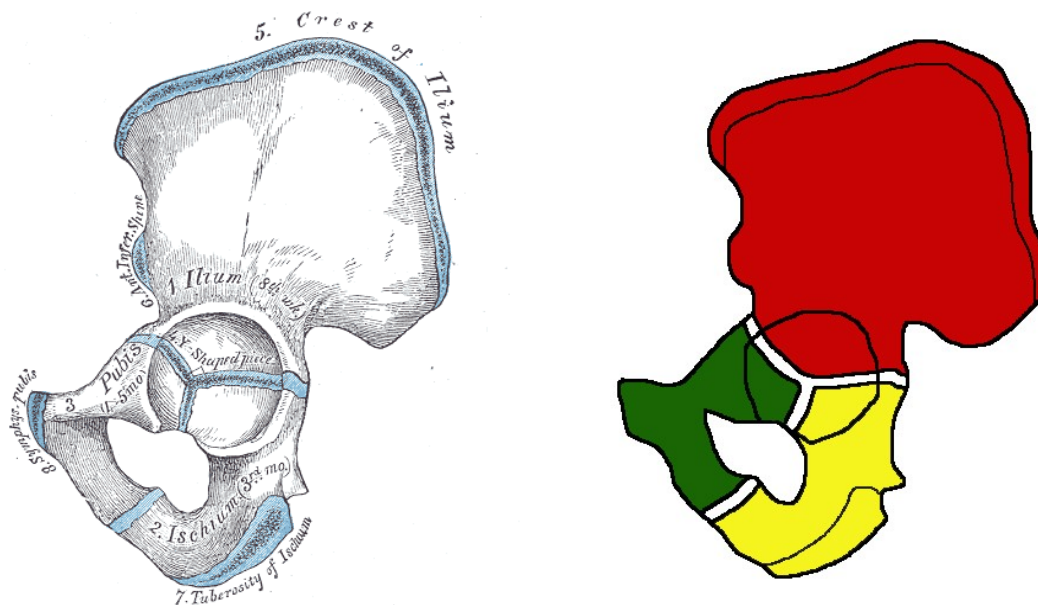
## Célkitűzések

1. Olyan új műtéti technika kidolgozása, mely biztosítja, hogy:
  - a. a protézis vápát a csípőízület primer rotációs centrumába ültethessük, cementnélküli technikával.
  - b. az eljárás célcsoportját tekintve lefedi a *Hartofilakidis* A-B, illetve a *Crowe* I-III besorolású csípőízületi diszpláziákat.
  - c. a graft primer stabilitása azonos, vagy jobb legyen a világszerte leggyakrabban alkalmazott BBG technikákénál.
  - d. a graft olyan biológiai környezetbe kerüljön, mely elősegíti a gyorsabb és teljesebb beépülést.
  - e. a kontakt felszínek aránya nagyobb legyen, mint az eddig megismert műtéti technikáknál.
2. Kutatási részfeladatok megoldása:
  - a. Az *acetabulum* kraniális részén kialakított kortikospongiózus blokk hajlíthatóságának vizsgálata.
  - b. Az *acetabulum* defektusának pótlására kialakított, csavarral rögzített graft primer stabilitásának vizsgálata anyagvizsgáló berendezésen.
  - c. A kontakt felszínek arányának vizsgálata a beültetett graft és a befogadó csont szempontjából.
  - d. A műtét kivitelezéséhez műszerkészlet tervezése, prototípusának elkészítése, tesztelése és a végleges változat legyártatása.
  - e. A műtéti kockázat elemzése.
3. A klinikai alkalmazás feltételeinek megteremtése, az eljárás bevezetése a mindennapi gyakorlatba.
4. Az első műtéti eredmények bemutatása.

## 1. Irodalmi áttekintés

### 1.1. Az *acetabulum* fejlődése

Az *acetabulum* kialakulása komplex, három csontmag összehangolt fejlődése által determinált folyamat [1. ábra]. Az intrauterin harmadik hónapban a vápa felső részét alkotó *os ilii*, a negyedik hónapban a vápa hátsó részét alkotó *os ischii*, majd a hatodik hónapban a vápa elülső részét létrehozó *os pubis* csontmagja jelenik meg. A vápaszél növekedését külön csontmag irányítja. A három csontmagot összekapcsoló növekedési porcot alakja után Y porcnak nevezzük, mely 14-16 éves korra csontosodik el.<sup>98</sup>



1. ábra. Az *acetabulum* fejlődése  
(forrás: Internet, kereső szó: acetabular development)



## 1.2. Az egészséges csípőízület biomechanikája és anatómiája

### 1.2.1. Biomechanika

A csípő biomechanikai szempontból szférikus ízület, mely a térben hat szabadsági fokkal és nagy mozgási amplitúdóval rendelkezik. A két csípőízület rotációs centrumát összekötő tengely azonos végtaghossz esetén a frontális síkban, a talajjal párhuzamosan helyezkedik el. Ez biztosítja a medence vízszintes helyzetét, ami az alsó végtagi biomechanikai lánc fontos elemeként meghatározza a gerinc térbeli pozícióját [2. ábra].



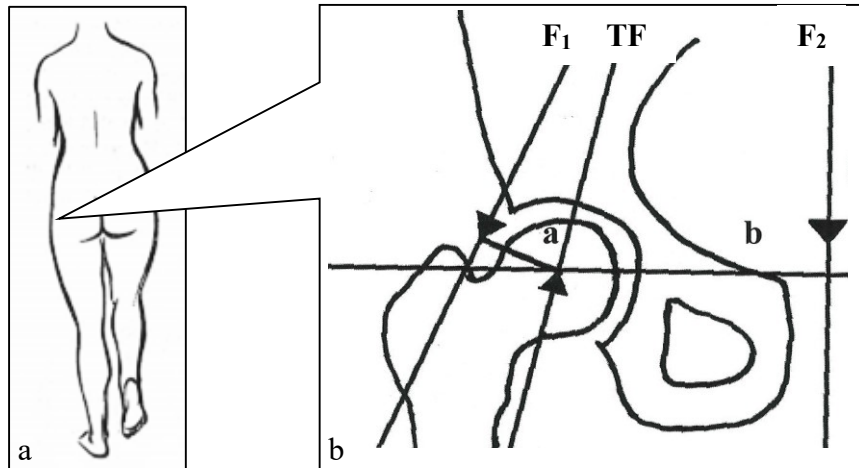
2. ábra. A teherviselő nagyízületek és a gerinc biomechanikai láncolata

*Pauwels*<sup>72</sup> vizsgálatai szerint egy lábon állva a csípő biomechanikai szempontból kétkarú emelőként működik, melynek forgáspontja az ízület rotációs centruma [3. ábra].

Az abduktor izomzat és a testsúly erőkarjainak aránya egészséges csípőben antropológiai mérések szerint 1:3. Ennek következtében egy lábon állva a támasztó oldali abduktor izomzat ( $F_1$ : az abduktor izomzat erővektora) az ellenoldali medencefél lebillenésének megelőzése céljából a súlyerő ( $F_2$ : a testsúly erővektora) háromszorosát fejt ki és így a testsúly négyszerese (TF: a teljes terhelőerő) nehezedik a terhelt ízületre.



(A pontosság kedvéért meg kell jegyezni, hogy a csípőízületet vizsgálva a súlyerő számításánál a terhelt végtag súlyát a teljes testsúlyból le kell vonni, mert az a csípőben nem jelenik meg mint terhelő erő.)



3. ábra.

- a. A medence fiziológias helyzete a bal alsóvégtag terhelése esetén  
 b. A fiziológias csípőízület erővektora és erőkarjai a támaszkodó oldalon  
**F**: az eredő reakcióerő **F<sub>1</sub>**: az abduktor izomzat erővektora **F<sub>2</sub>**: a testsúly erővektora **a**: az abduktor izomzat erőkarja **b**: a súlyerő erőkarja

A nyomatékegyensúly:

$$F_1 \cdot a = F_2 \cdot b$$

$$3a = b$$

$$F_1 \cdot a = F_2 \cdot 3a$$

$$F_1 = 3F_2$$

A femurfejre jutó teljes terhelő erő (TF):

$$TF = F_1 + F_2$$

$$TF = 3F_2 + F_2$$

$$TF = 4F_2$$

## 1.2.2. Anatómia

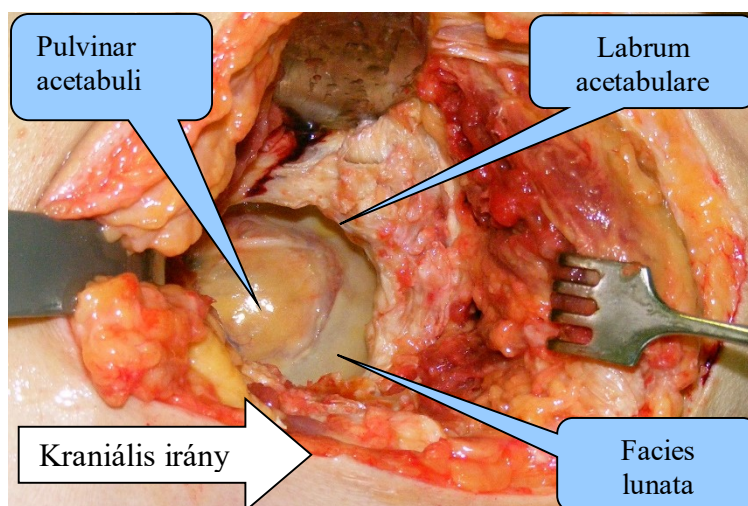
### 1.2.2.1. Az acetabulum

Az *acetabulum* 170-175°-os gömbszeletnek felel meg, mely a frontális síkban 45°-os szöget zár be a vízszintessel, a horizontális síkban pedig átlagosan 10-14°-ban előre tekint. *Hyalin* porc csak azt a félhold alakú részét borítja (*facies lunata*), ahol a combfejjel érintkezik. Centrumát



laza zsír-és kötőszövet, a *pulvinar acetabuli* tölti ki. A *ligamentum teres capitis femoris* és *artériája* felnőttkorra már gyakran hiányzik, vagy csökevényes. Az *acetabulum* hátsó része csontosan jobban fejlett az elülsőnél [4. ábra].

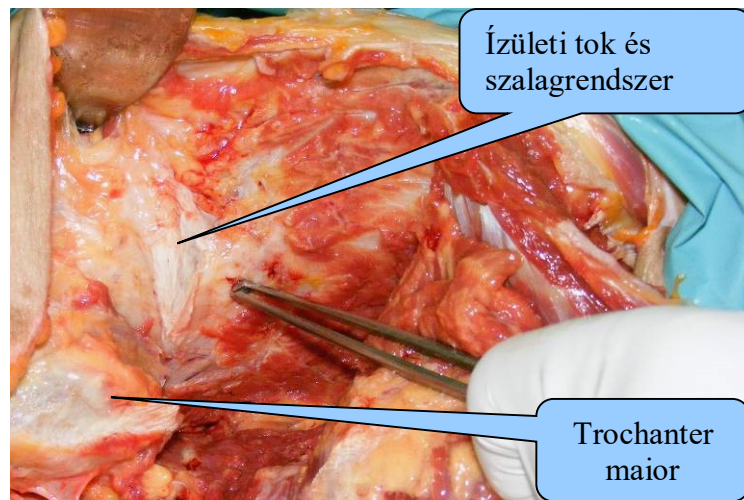
Az ábrákon látható fotók bal csípőkről készültek a kadáverek fekvő helyzetében és a kutatás során végzett boncolási anyagból származnak.



4. ábra. Az *acetabulum* képletei

#### 1.2.2.2. A tok-és szalagrendszer

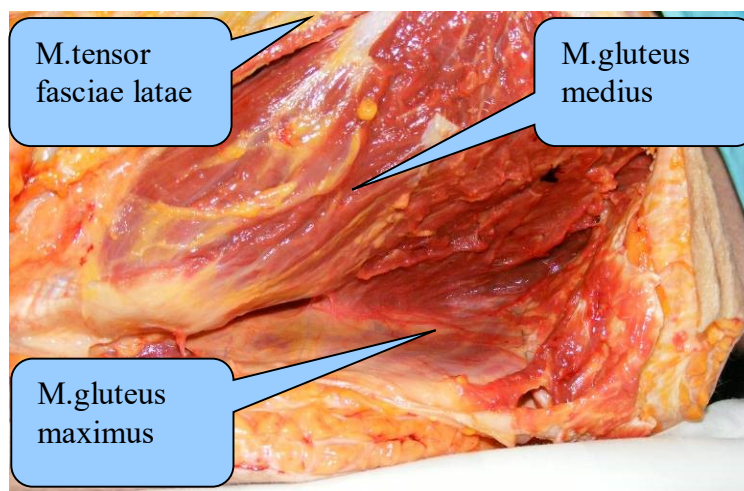
Az *acetabulum* peremén körkörös elhelyezkedő rostos-porcos ajak, a *labrum acetabulare* a vápát mélyebbé teszi, ezáltal a femurfejet az equatorán túl is befogja. Az ízületet feszes tok veszi körül, melyet három képlet erősít: az *iliofemoralis*, a *pubofemoralis* és az *ischiofemoralis* szalag. A *ligamentum iliofemorale* testünk legerősebb szalagja. A két lábra állás következtében, valamennyi azonos irányban, fentről, hátulról lefelé csavarodik a combnyakra [5. ábra]. Az ízület lényeges stabilizátora az aktív-elülső vápafal, melyet a *m. iliopsoas* tokra feszülő állománya alkot. A feszülés kialakulásának oka a két lábra egyenesedés és a csípő így létrejött hyperextenziója.



5. ábra. A csípőízület tok-és szalagrendszere  
A csipesz a medence szabaddá tett supraacetabuláris régiójára mutat

### 1.2.2.3. Az izomzat

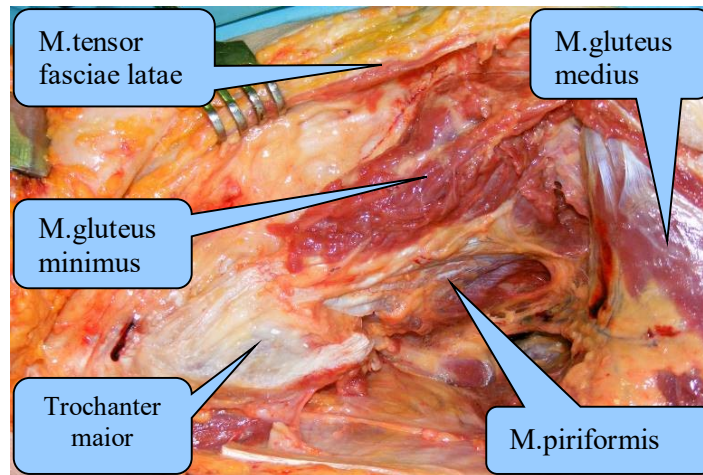
Az acetabuláris régió legfelszínebb izma a *m. gluteus maximus*. A csípőlapát *linea glutea posterior* mögötti területéről, a *fascia thoracolumbalis*ról, az *articulatio sacroiliaca* dorzális szalagkészülékéről és a *ligamentum sacrotuberale*ről ered. Rostjai mediális irányból felülről lefelé haladnak. Felületes rétege a *fascia lata* vaskos alsó részén a *tractus iliotibialis*on, mélyebb része a *femur* oldalsó felszínének felső harmadában tapad. A *tractus iliotibialis* hosszanti bemetszésével és dorzális irányú haránt átvágásával az izom hátrafelé eltartható. Láthatóvá válik a *m. gluteus medius*, mely a csípőtányér *linea glutea anterior* és *posterior* közötti területéről ered és a *trochanter maior*on tapad. A *m. gluteus medius* előtt, a *fascia lata* kettőzetében halad a *m. tensor fasciae latae*, mely a *spina iliaca anterior superior* külső oldaláról ered és a *tractus iliotibialis*on tapad [6. ábra].



6. ábra. A csípőízület felületes izmai



A *m. gluteus medius* tapadásáról leválasztva láthatóvá válik a régió legmélyebb izma, a *m. gluteus minimus*, mely a *linea glutea anterior* és *inferior* közötti területről ered és a *trochanter maior* elülső részén tapad [7. ábra].



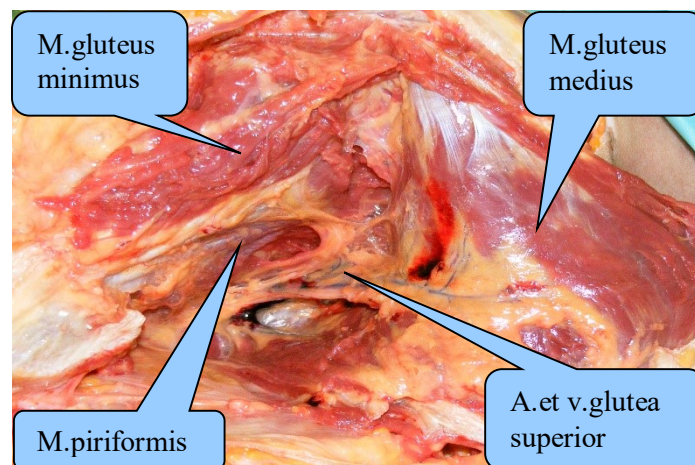
7. ábra. A csípő körüli izmok mély rétege

A csípőízület legerősebb flexora a *m. iliopsoas*. Két fejjel ered. A *m. psoas maior* a XII. háti és az I-IV. ágyéki csigolya testéről és *processus costarius*áról, a *m. iliacus* a csípőlapát belső vájt felszínének felső részéről. Az izmok közös ínnaal tapadnak a *trochanter minoron*.

A csípőízület további izmait tekintettel arra, hogy az ISG technika szempontjából lényeges szerepük nincs, nem tárgyalom.

#### 1.2.2.4. A vérellátás

A supraacetabuláris régiót két jelentős ér látja el. A *hiatus suprapiriformison* lép ki az *a. iliaca interna* egyik ága, az *a. glutea superior*, mely a *m. gluteus medius* és *m. gluteus minimus* között ágazik el [8. ábra].

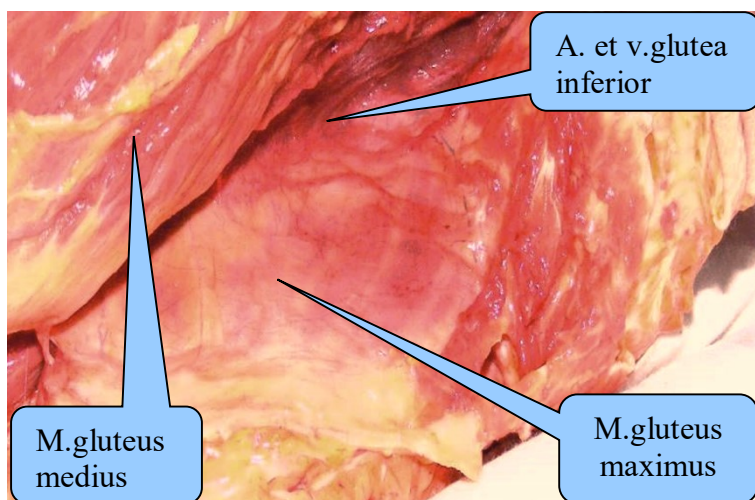


8. ábra. Az *a. és v. glutea superior* elágazása a *m. gluteus medius* és *minimus* között  
A *m. gluteus medius* laterális irányban ki van hajtva



Az *a. glutea inferior* a *hiatus infrapiriformison* keresztül lép ki a medencéből és a *m. gluteus maximus* alatt oszlik végágaira [9.ábra].

A kismedencei oldalon, a *m. psoas maior* mediális széle felett, az *articulatio sacroiliaca* magasságában oszlik az *a. iliaca communis* két végágára. Az *a. iliaca interna* a *m. psoas maior* mediális oldalán száll le a medencében kissé hátrafelé húzódva. Az *a. iliaca externa* a *m. psoas maior* mediális szélén fut a fali hashártyától fedve. A *ligamentum inguinale* alatt a *lacuna vasorum* laterális felében halad át, inentől kezdve már *a. femoralis* a neve.



9. ábra. Az *a. és v. glutea inferior* végágai a *m. gluteus maximus* belső felszínén  
A *m. gluteus maximus* hátrafelé ki van hajtva

#### 1.2.2.5. A beidegzés

A *plexus ischiadicus* ága, a *n. gluteus superior* a *hiatus suprapiriformison* át lép ki és beidegzi a *m. gluteus medius*t, a *m. gluteus minimus*t és a *m. tensor fasciae latae*t. A *plexus* másik fontos ága a *n. gluteus inferior*, mely a *hiatus infrapiriformison* át jut a régióba és a *m. gluteus maximus*t idegzi be.

A *m. iliacus* és a *m. psoas maior* az ágyéki idegfonatból kap közvetlen ágakat. Bár nem tartoznak szorosan a régióhoz, de műtétechnikai szempontból fontos képletek még a II.-III.-IV ágyéki idegből összeálló *n. femoralis* és a *plexus sacralis*ból eredő *n. ischiadicus*.<sup>72,97,98</sup>

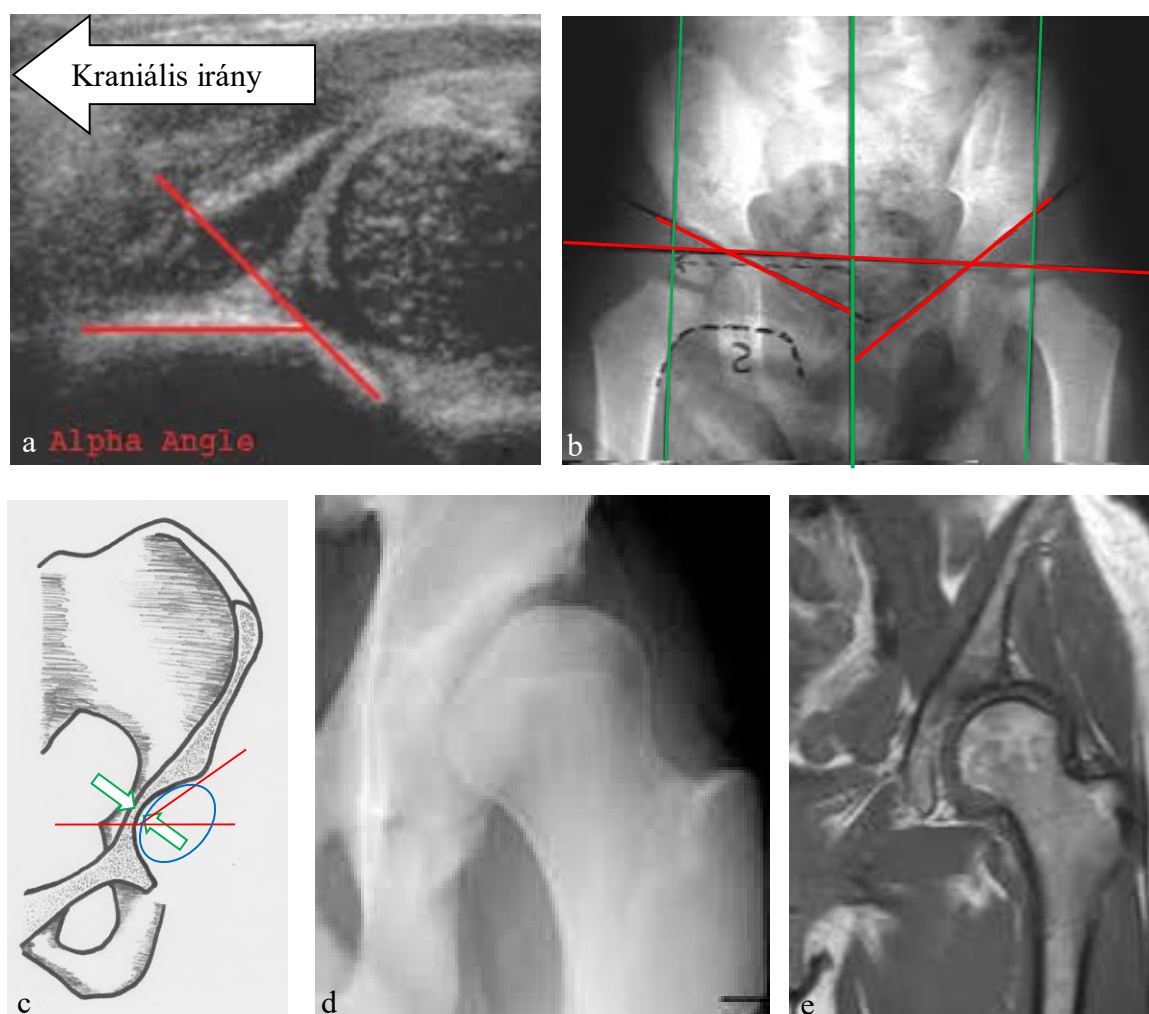
A vérellátás és beidegzés kérdését 2.2. f. fejezetben még részletezem.

### 1.3. A csípőízületi diszplázia etiológiája

A csípőízületi diszplázia kialakulásában genetikai és környezeti tényezők egyaránt szerepet játszanak.<sup>97</sup>

A betegséget poligénes öröklésment jellemzi, gyakori a családi halmozódás.

A környezeti okok intrauterin, illetve extrauterin eredetűek lehetnek. A méhen belüli mechanikai rendellenességek (farfekvés, felcsapott alsó végtagok, a szükségesnél kevesebb magzatvíz), illetve a születést követő helytelen pelenkázás, pólyázás, majd a korai felállítás mind kóroki tényezők lehetnek.



10. ábra. Bal oldali csípőízületi diszplázia

- UH felvételen három hónapos korban
- rtg felvételen a megszerkesztett vápatető szögekkel négy hónapos korban
- frontális síkú metszeten  
a piros vonalak a meredek vápatető szöget, a zöld nyilak a vékony vápafeneket, a kék ellipszis az *acetabulum* kraniális kihúzottságát ábrázolja
- fiatal felnőttkori rtg és
- MR felvételen

A képek nem egyazon esetről készültek.



---

Amennyiben ez a szorosan összerendezett fejlődési-növekedési folyamat zavart szenved, kialakulhat a csípőízület diszpláziája. A közös patomechanizmusra vezethető vissza, hogy bár az egyes esetekben nagy egyéni variációk fordulnak elő, a csípőízületi diszpláziának vannak jellemző komponensei: a sekély, ovális alakú, kraniális irányban kihúzott *acetabulum*, a meredek vápatető, esetenként a fiziológiásnál vékonyabb vápafenek [10. ábra].

Az adekvát kezelés elmaradása, vagy sikertelensége esetén a kedvezőtlen biomechanikai helyzetet teremtő deformitások megmaradnak és akár már a fiatal felnőtt korban a csípőízület szekunder artózisához vezetnek.<sup>2</sup>



#### 1.4. A csípőízületi diszplázia incidenciája

A csípőízületi diszplázia előfordulási gyakorisága, földrajzi elterjedését és az emberi fajon belüli rasszok körében való megjelenését tekintve is, nagy változatosságot mutat. Ez részben genetikai eredetű, részben az egészségkultúrára (pl. szoros pólyázás) vezethető vissza. Afrikában és Kínában alig fordul elő, míg Japánban kiemelkedően magas. Magyarország és Közép-Európa is a nagy gyakoriságú helyek közé tartozik. Hazai előfordulása 0,5%-ra tehető. Lányoknál hatszor gyakoribb, mint fiúknál.<sup>97</sup>

A csípőízületi diszplázia talaján kialakult szekunder csípőízületi artrózis miatt végzett totál protézis beültetések aránya a nemzeti artroplasztika regiszterek szerint Svédországban 1,8%<sup>25</sup>, Norvégiában 7,3%<sup>24</sup>, Magyarországon 8,9%.<sup>1</sup>

Napjainkra a felnőttkorra perzisztáló csípőízületi diszpláziák száma jelentősen csökkent. A jelenség elsősorban az ultrahangos csípőszűrési rendszer bevezetésének, a jól szervezett gyermekortopédiai gondozásnak és az ortopédiában az utóbbi évtizedekben megjelent korszerű, korai konzervatív kezelési szemléletnek és a gyermek ortopédiai műtéti technikák fejlődésének tulajdonítható.

#### 1.5. A csípőízületi diszplázia jelentősége

A betegség amint láttuk, a csípőízület genetikai és/vagy környezeti tényezők hatására létrejövő, deformitások kialakulásával járó fejlődési rendellenessége, melynek jelentős egészségügyi, társadalmi és gazdasági vonatkozásai vannak. Az ok az ízület biomechanikájában<sup>72,97</sup> keresendő, melynek következtében a femurfejre a testsúly nyomásának többszöröse nehezedik. Az egységnyi felületre jutó fokozott terhelés az ízület korai pusztulását okozza. Klinikai tapasztalatok szerint az első panaszok középkorú, munkaképes betegeken jelentkeznek. Igen jellemzőek az első-második terhesség után kezdődő terhelési fájdalmak. A betegség a leggondosabb kezelés ellenére is évről évre progrediál. A betegek döntő többsége 40-60 éves korig, tehát még élete aktív szakaszában műtétre kerül. Tekintve, hogy a napjainkban beültetett protézisek várható élettartamát nemzetközi konszenzus alapján átlagosan 15 évre becsüljük, az első sőt esetenként a második protézis csere is az egyén, a család és a társadalom számára is a hasznos életkorra esik.



## 1.6. A diszpláziás csípőízület biomechanikája és anatómiája

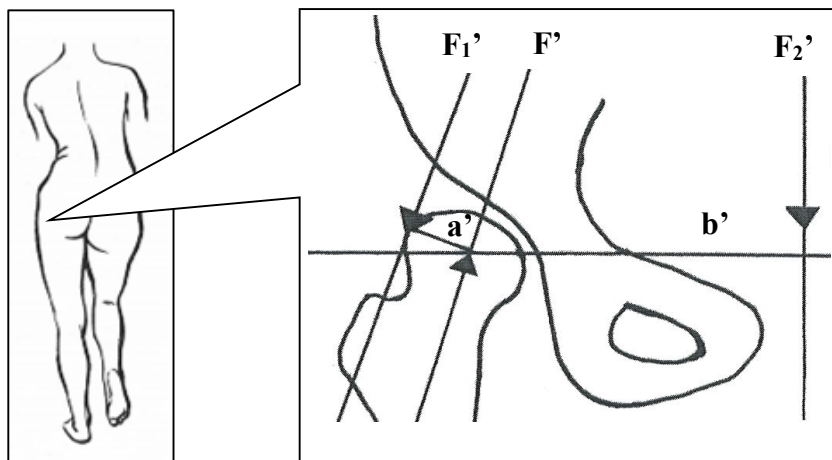
### 1.6.1. Biomechanika

A teherviselő ízületek élettartamát jelentős mértékben meghatározza a terhelési zónában egységnyi felületre eső nyomás ( $P$ ), mely a nyomóerő ( $F$ ) és a terhelési felszín ( $A$ ) hányadosaként számolható:  $P = F/A$ . Megvizsgálva az erők és erőkarok diszplázia esetén bekövetkező változását [11. ábra], a következőket állapíthatjuk meg.

#### 1.6.1.1. Az $a$ erőkar és az $F_1$ erő változása

A 3. ábárn bemutatott fiziológiás erőegyensúly diszpláziában a 11. ábrán látható módon megváltozik. Az abduktor izomzat erőkarja ( $a$ ) megrövidül:  $a'$ . Ennek egyrészt a femurnyak *valgus* állása, másrészt a nem eléggé kíméletes konzervatív kezelés következtében kialakult avaszkuláris nekrosis<sup>47</sup> és a femurnyak megrövidülése, a fej ellapulása állhat a háttérben.

A forgatónyomatékok egyensúlya ebben az esetben az  $F_1' \cdot a' = F_2' \cdot b'$  összefüggés miatt, csak az  $F_1$  erő növelésével tartható fent ( $F_1'$ ). Korábbi levezetésünkéből következik, hogy a femurfejre jutó  $TF' = F_1' + F_2'$  teljes terhelő erő az  $F_1'$  erő növekedése miatt fokozódik.



11. ábra.

- a. A medence patológiás helyzete bal oldali csípőízületi diszplázia esetén a bal alsóvégtag terhelése során
- b. A diszpláziás csípő erővektorai és erőkarjai a terhelt oldalon  
 $F'$  az eredő reakcióerő vektora  $F_1'$ : az abduktor izomzat erővektora  $F_2'$ : a testsúly erővektora  $a'$ : az abduktor izomzat erőkarja  $b'$ : a súlyerő erőkarja

Meg kell jegyezni, hogy a forgatónyomatékok fent leírt egyensúlya csak abban az esetben igaz, ha az abduktor izomerő ( $F_1'$ ) nullától különböző. A csípőízületi diszplázia egyik szükségszerűen kialakuló komponense az abduktor izomzat gyengesége, esetenként működésének hiánya (részletesen lásd az „Izomzat” alfejezetben). A legszélsőségesebb esetet



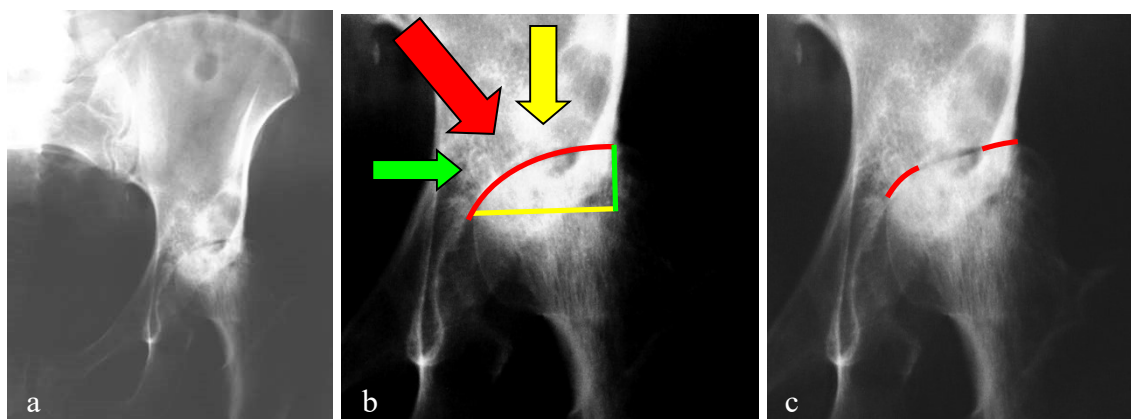
vizsgálva, amennyiben az  $F_1'$  izomerő nulla, az egyenlőség csak úgy tartható fenn, ha az  $F_2' \cdot b'$  szorzat valamelyik eleme is nulla. Mivel a betegek testsúlyát nem lehet nullára csökkenteni, ezért az egyensúly csak a súlyerő erőkarjának nullára csökkentésével biztosítható. Ez úgy érhető el, hogy a beteg a felső testét addig dönti a kóros oldal irányába, míg a súlyerő erővektora nem metszi a csípőízület által alkotott forgáspontot. Ebben az esetben a forgatónyomatékok megszűnnek, a csípőízület elveszíti a forgáspont szerepét. Egy egyszerű fizikai egyensúly alakul ki, melyben a testsúly súlyereje a csípőízületben mérve megegyezik az alsóvégtag támasztó erejével.

A  $P' = F_1' / A'$  összefüggésben az  $F_1'$  erő csökkenése az ízület túlélése szempontjából kedvező változás. Az ellenoldali medencefél lebillenése, mely a *Wiberg* szög és vele együtt a fej fedettségének ( $A'$ ) csökkenését eredményezi ezt a hatást negatív irányban módosíthatja.

#### 1.6.1.2. Az $A$ terhelési felszín változása

A fejlődési zavar következtében az *acetabulum* az egészségesnél sekélyebbé, a vápatető meredekebbé válik [12.a. ábra]. Emiatt csökken a vápa és a femurfej egymással kontaktusban lévő területe. A terhelési felület azonban nem azonos a kontaktusban lévő felszínnek nagyságával, mert az, az érintkező felszíneknek a súlyerővel párhuzamos erőre merőleges vetülete [12.b. ábra]. Az ábrán jól megfigyelhető, hogy a tényleges terhelési felszínt reprezentáló sárga vonal hossza kisebb a kontaktusban lévő felszínénél (piros vonal).

A deformált vápa és a femurfej között patológiás kongruencia alakul ki. Ez az állapot azonban soha nem tökéletes, így az egyébként is kisebb terhelési felszín még tovább zsugorodik [12.c. ábra].



12. ábra.

- bal oldali csípőízületi diszplázia rtg képe
- a kontakt felszínnek (piros vonal) az abduktorok által kifejtett erő (piros nyíl) súlyerővel párhuzamos vektorára (sárga nyíl) merőleges vetülete (sárga vonal)
- az inkongruencia hatása a tényleges kontakt felszín (piros vonalak) nagyságára

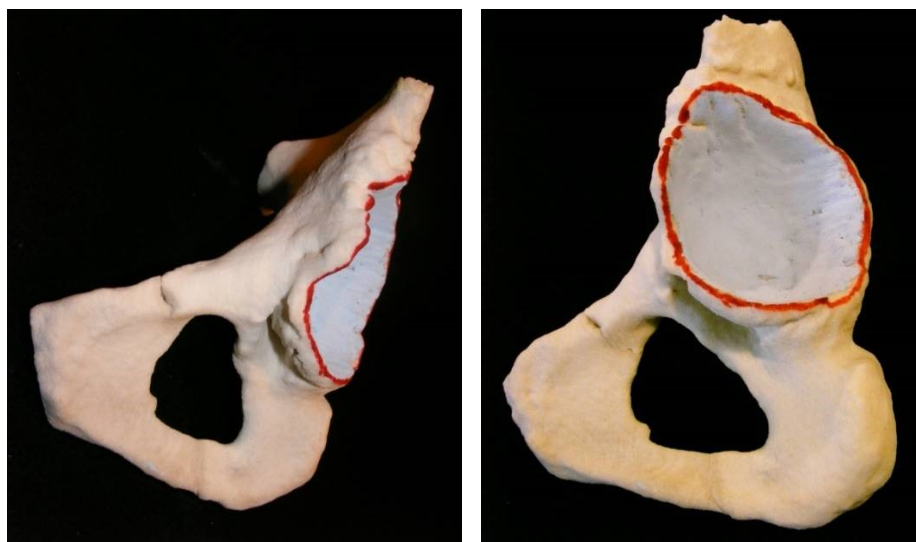


A fentiek alapján belátható, hogy csípőízületi diszplázia esetén, a  $TF'$  erő növekedése és az  $A'$  terhelési felszín csökkenése a  $P'$  nyomás hatványozott fokozódásához és ezáltal, az ízületi porc korai pusztulásához vezet.

## 1.6.2. Anatómia

### 1.6.2.1. Az *acetabulum*

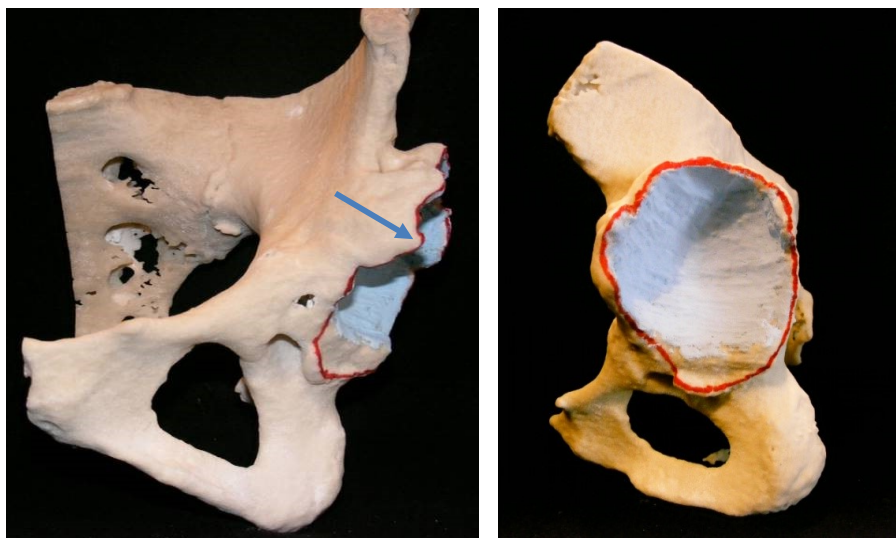
A közös patomechanizmusra vezethető vissza, hogy bár az egyes esetekben nagy egyéni variációk fordulhatnak elő, a csípőízületi diszpláziának vannak jellemző komponensei: a sekély, ovális alakú, kraniális irányba kihúzott *acetabulum* és a meredek vápatető. Diszpláziában a medencefenék falvastagsága gyakran kisebb, mint az egészséges *acetabulum* esetében [13. ábra].



13. ábra. A diszpláziás vápáról készült háromdimenziós modell

Diszpláziás vápáknál a korai öregedés jeleként gyakoriak a reparatív folyamatok következtében kialakult oszteofiták [14. ábra].

Ezek a különböző helyekre lokalizálódó csontnövedékek kellő mechanikai szilárdság híján műtétechnikai szempontból általában értéktelenek. Mégis van operatív jelentőségük, mert megtévesztőek lehetnek az *acetabulum* mélységének megítélésében. Különösen a jól fejlettnak látszó elülső fal gyengesége tűnik fel a 14. ábrán látható modellen. Súlyosabb esetekben a tévedések elkerülésének alapja a gondos preoperatív tervezés, (speciális rtg beállítások, CT vizsgálat, amennyiben lehetőségünk van rá, 3D modell készítése és elemzése) végül műtét közben a vápa csontos viszonyainak tapintással történő ellenőrzése.



14. ábra. Oszteofiták az *acetabulum* peremén

### 1.6.2.2. Az izomzat

A diszpláziás csípő anatómiáját vizsgálva a 11. ábrán részletezett biomechanikai viszonyokra visszautalva elsősorban az abduktor izomcsoport, valamint a *musculus iliopsoas* jelentőségét emelném ki.

A kraniális migráció miatt az abduktorok eredése és tapadása közelebb kerül egymáshoz. Az izomcsoport hossza kedvezőtlenül megváltozik, nem alakul ki az élettani szempontból fontos előfeszített állapot, emiatt az izmok ereje csökken. A járás lengő fázisában a támasztó oldal abduktorai nem képesek megtartani a medencét, ezért az, az ép oldal felé lebillen. Kialakul a *Trendelenburg* tünet, kétoldali esetben a jellegzetes kacsázó járás. Az izomerő csökkenését a beteg törzsének a kóros oldal felé döntésével kompenzálja. Ezzel részben megrövidíti a súlyerő erőkarját, részben igénybe veszi a törzs izomzatát és tömegét a medence lebillenésének csökkentésére.

A *m. iliopsoas* megrövidülése műtéttechnikai nehézséget okozhat. Elsősorban a primer rotációs centrum helyreállítása esetén fordul elő, hogy az izom feszülése feltárási és repozíciós nehézséget jelent.

### 1.6.2.3. Vérellátás, beidegzés

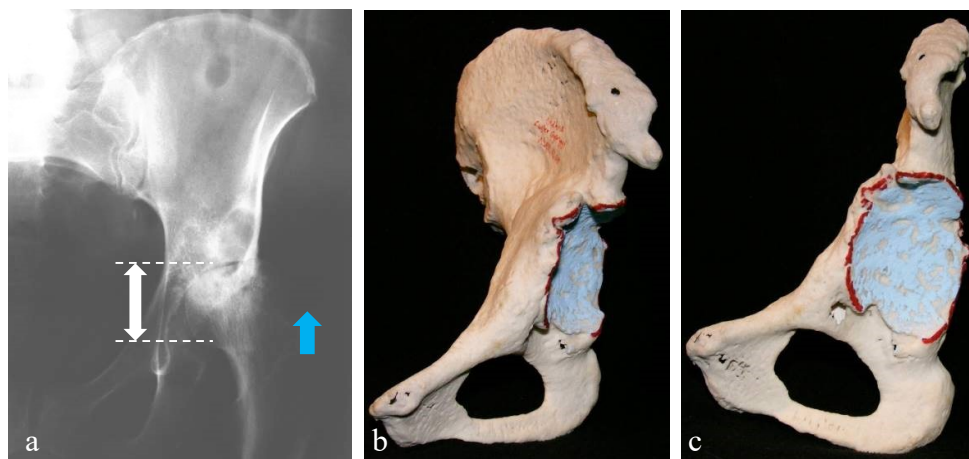
Az alapbetegségből származó fejlődési eltérések és a dorzokraniális diszlokáció miatt az ér-idegképletek lokalizációja diszpláziás csípőknél jelentős variabilitást mutathat. A témát, jelentősége miatt „A műtéti kockázat” címen külön fejezetben ismertetem.

## 1.7. A felnőttkori acetabuláris diszplázia klasszifikációi

A diszpláziák besorolására különböző osztályozási rendszerek terjedtek el.

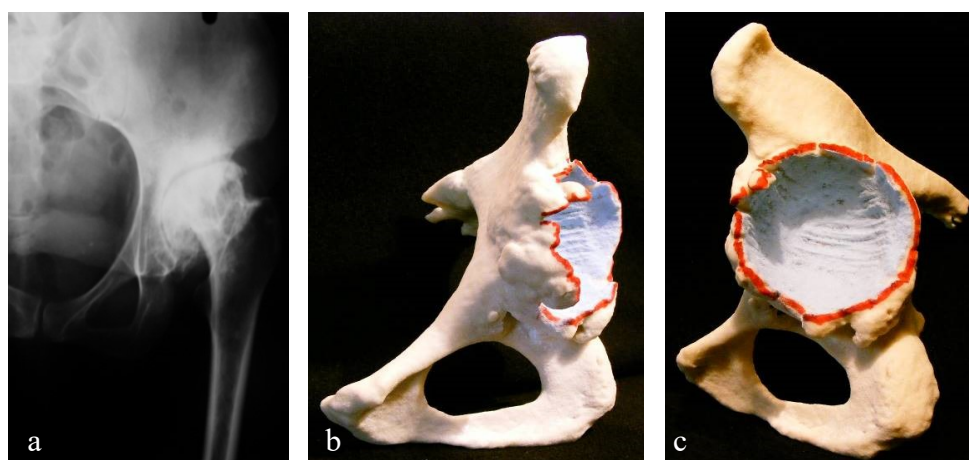
*Crowe*<sup>11</sup> anteroposzterior rtg felvételen vizsgálta a femurfej kraniális szubluxációjának mértékét. Az eredményeket a femurfej magasságához viszonyított százalékban adta meg [15.-18. ábrák]. A kranializálódás mértéke:

- I. kevesebb mint a femurfej magasságának 50%-a
- II. 50-75%
- III. 75-100%
- IV. több mint a fej magasságának 100%-a



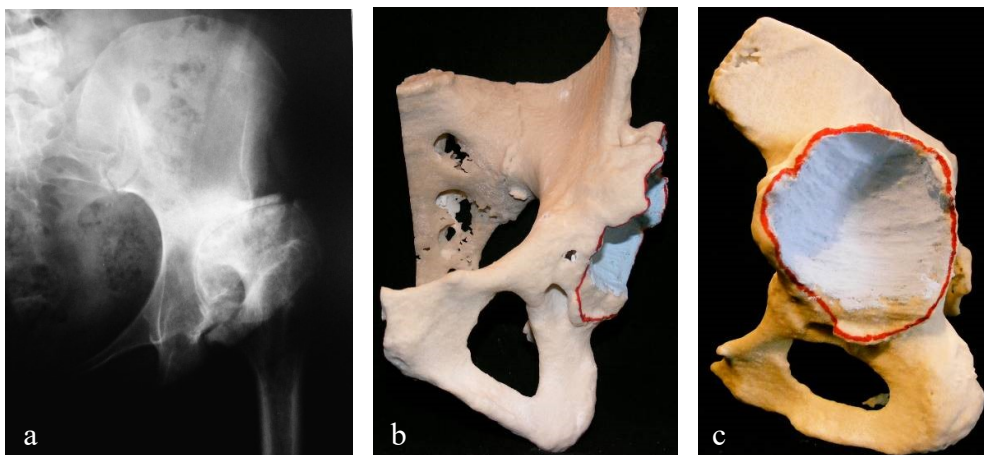
15. ábra. *Crowe* I. stádiumú csípőízületi diszplázia

- a. rtg felvétel (fehér nyíl: a femurfej magassága, kék nyíl: a kranializálódás mértéke)
- b. 3D modell anteroposzterior
- c. és oldal irányból fotózva



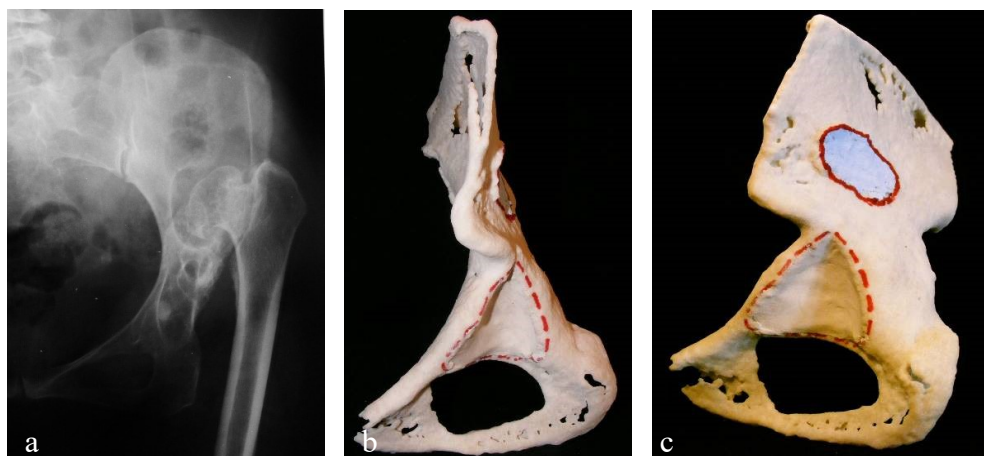
16. ábra. *Crowe* II. stádiumú csípőízületi diszplázia

- a. rtg felvétel
- b. 3D modell anteroposzterior
- c. és oldal irányból fotózva



17. ábra. Crowe III. stádiumú csípőízületi diszplázia

- a. rtg felvétel
- b. 3D modell anteroposzterior
- c. és oldal irányból fotózva



18. ábra. Crowe IV. stádiumú csípőízületi diszplázia

- a. rtg felvétel
- b. 3D modell anteroposzterior
- c. és oldal irányból fotózva

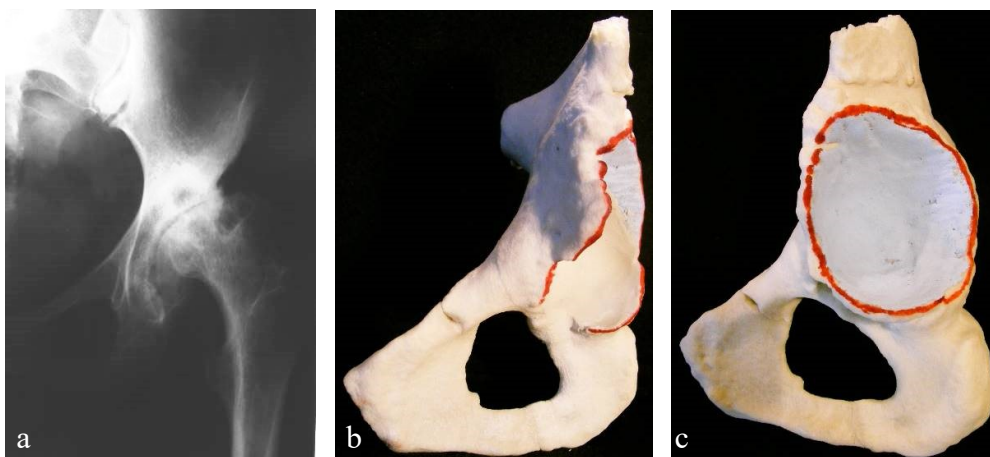
*Hartofilakidis*<sup>32</sup> három kategóriát hozott létre [19-20. ábrák]:

- A. Diszplázia: a femurfej szubluxált, de továbbra is az eredeti *acetabulumban* van
- B. Alacsony diszlokáció: a femurfej ízületet alkot, melynek egy része átfedést mutat az eredeti *acetabulummal*
- C. Magas diszlokáció: a femurfej felfelé és hátra elhagyta a vágát és a csípőlapáttal alkot ízületet

Az egyes csoportokon belül négy paramétert vizsgált:

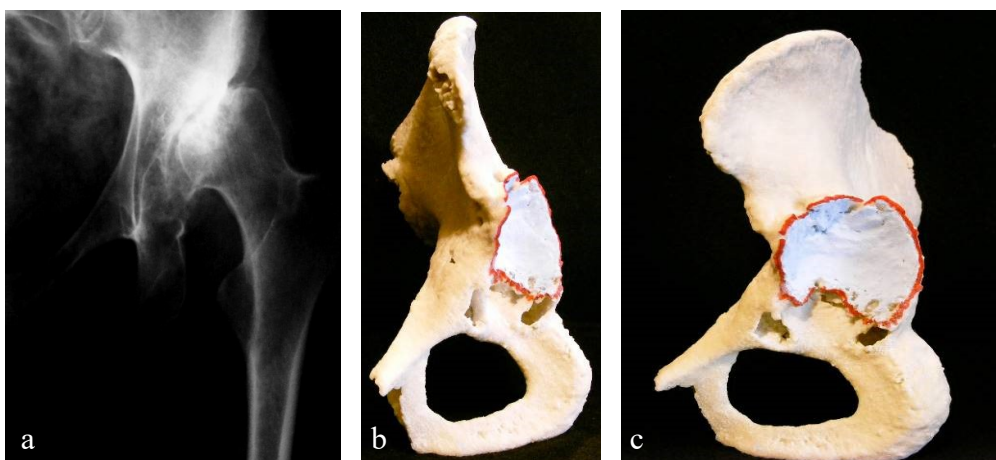
1. Az *acetabulum* szegmentális defektusát

2. A primer vápa anteverzióját, mélységét, az elülső és hátsó fal távolságát
3. Az *acetabuláris* csont mennyiségét
4. Az oszteofiták jelenlétét a primer, illetve a szekunder vápában



19. ábra. *Hartofilakidis* A típusú csípőízületi diszplázia

- a. rtg felvétel
- b. 3D modell anteroposztterior és oldal irányból fotózva
- c.



20. ábra. *Hartofilakidis* B típusú csípőízületi diszplázia

- a. rtg felvétel
- b. 3D modell anteroposztterior és oldal irányból fotózva
- c.

A *Hartofilakidis* C típusú csípőízületi diszplázia megegyezik a *Crowe* IV. stádiummal [18. ábra].

A klasszifikáció értékét növeli, hogy *Hartofilakidis* 102 beteg 158 csípőjén végzett műtét során validálta beosztását. A három független vizsgáló által történt besorolás 87,4 %-ban egyezett az intraoperatív lelettel.<sup>109</sup>

A két beosztás megbízhatóságát *Decking*<sup>12</sup> értékelte. 51 beteg 62 csípőjén 3 független vizsgáló



végezte el a *Hartofilakidis* és a *Crowe* szerinti besorolást. Az interobszerver megbízhatóság súlyozott  $\kappa$  koefficiense a *Crowe* beosztás esetében 0,82, a *Hartofilakidis* beosztás esetében 0,75 volt. A 3 hónap múlva megismételt vizsgálatnál az intraobszerver megbízhatóság 0,86, illetve 0,79 volt.

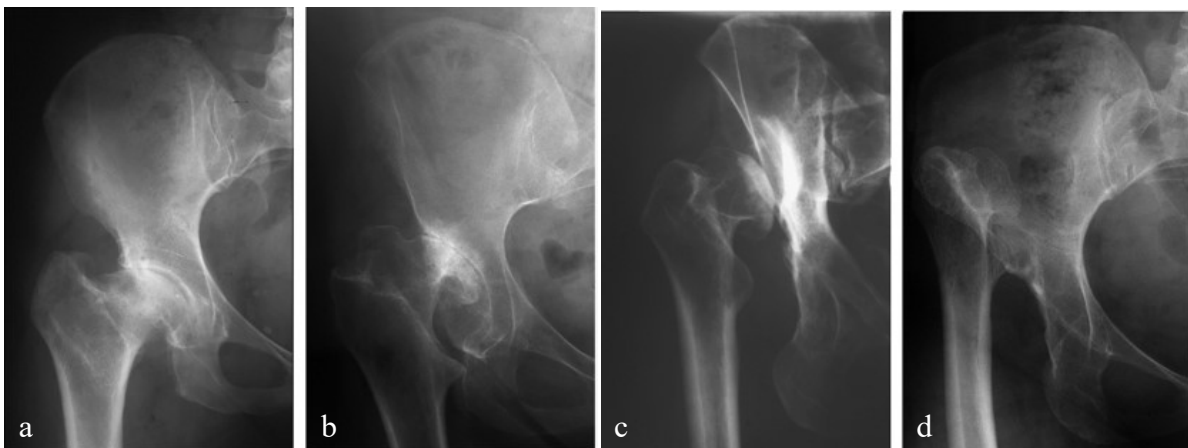
*Mendes*<sup>61</sup> klasszifikációja [21. ábra] elsősorban klinikai, operatív szemléletű.



21. ábra. *Mendes* klasszifikációja  
 a. szubluxált (bal oldal)  
 b. magasan diszlokált

Szubluxált és magasan diszlokált típust különít el. Vizsgálja a csípőízületet alkotó csontok, lágyrészek és a környező struktúrák állapotát. A műtétet meghatározó tényezők fontossági sorrendje alapján megkülönböztet elsődleges, másodlagos és harmadlagos típust.

*Eftekhar*<sup>18</sup> négy kategóriát [22. ábra] hozott létre a femurfej diszlokációjának mértéke alapján, melyekben kis, közepes, elhanyagolt és magas diszlokációt különít el.

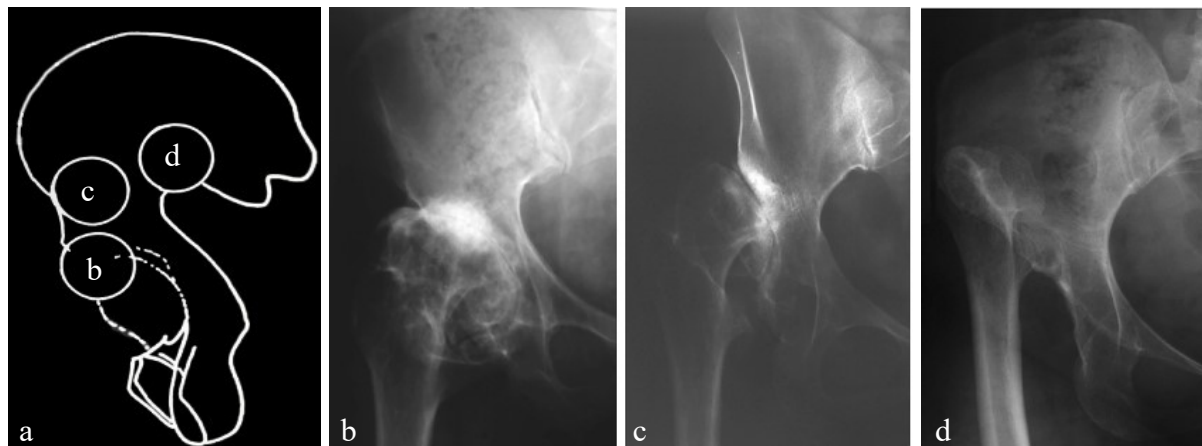


22. ábra. *Eftekhar* klasszifikációja  
 a. kis mértékben kihúzott vápa, ellapult, gomba alakú femurfejjel  
 b. közepes diszlokáció  
 c. magas diszlokáció: a valódi *acetabulum* fejletlen, de könnyű azonosítani



d. elhanyagolt diszlokáció: az eredeti vápa nehezen azonosítható

*Kerboul*<sup>50</sup> [23. ábra] a femurfej anteroposzterior pozíciója alapján anterior, közepes és poszterior diszlokációt állapít meg.



23. ábra *Kerboul* klasszifikációja

- a. a femurfej lokalizációja a különböző stádiumokban
- b. anterior diszlokáció: a femurfej az eredeti *acetabulum* előtt helyezkedik el
- c. közepes diszlokáció: a femurfej az *os iliummal* alkot álízületet
- d. posterior diszlokáció: a femurfej a vápa mögé diszlokálódott

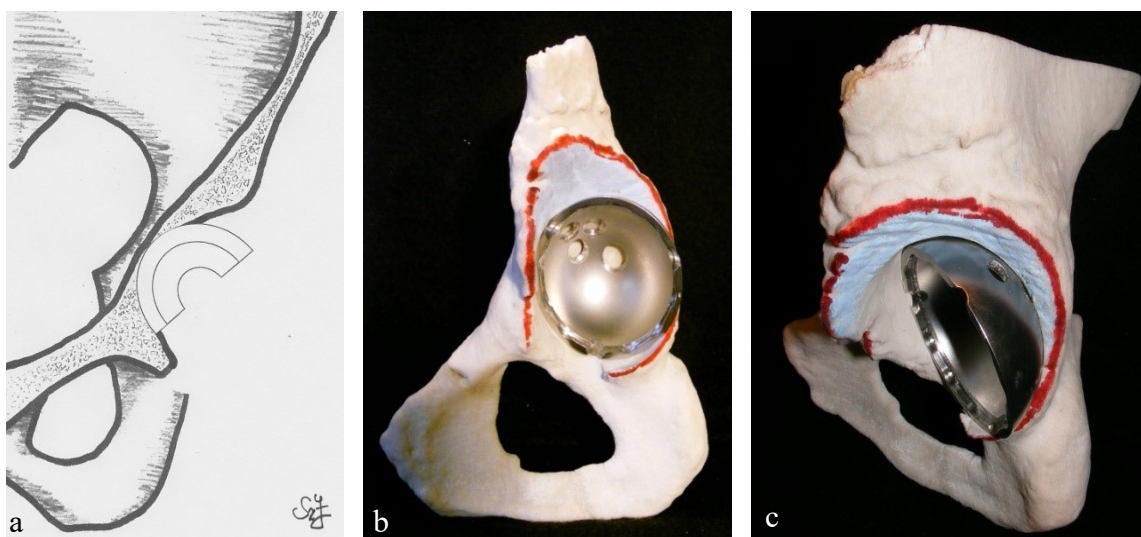
A klinikai gyakorlatban és az irodalomban is a *Hartofilakidis* beosztás terjedt el a legszélesebb körben. Ennek magyarázatát elsősorban a klasszifikáció használatának egyszerűségében látom. A *Crowe* négyes beosztásánál fogva kifinomultabb osztályozási rendszer, de esetében mérni és számolni is kell, ami inkább az eljárás tudományos igényű felhasználására ad lehetőséget.

A fent felsorolt klasszifikációk alkalmasak arra, hogy az egyes esetekről egységes szempontok alapján beszélhessünk. A gyakorló sebész számára azonban az egyik legfontosabb szempont, hogy az adott besorolás ad-e minden esetben pontos és hiteles információt arról, hogy milyen lesz a beültetett vápa szuperolaterális fedettsége, szükség lesz-e graft beültetésére, vagy egyéb speciális technika alkalmazására. Ennek tisztázása céljából külön vizsgálatot indítottunk.



### 1.8. A diszpláziás vápa protetizálásának műtétechnikai kérdései

A diszpláziás csípő protetizálása, a probléma megoldására kidolgozott számos műtéti technika ellenére napjainkban sem tekinthető teljesen megoldottnak. A műtéti eljárások nagy száma, részben a megoldandó probléma sokrétűségére, részben a napjainkban is folyó útkeresésre vezethető vissza. Az egyik alapvető nehézséget a sekély, kraniális irányban kihúzott *acetabulum*, a meredek vápatető és a gömbszelet formájú vápacsésze közötti geometriai eltérés okozza [24. ábra].



**24. ábra. Az *acetabulum* superolaterális defektusa**  
 a. frontális síkú metszeten  
 b. 3D modellen oldalnézetből  
 c. 3D modellen hátsó félférde beállításban

A szakirodalomban közölt műtéti megoldásokat, technikákat, indikációjuk szerint algoritmusba foglaltam. A bemutatott csoportosítás kizárólag a saját szemléletemet tükrözi [25. ábra].

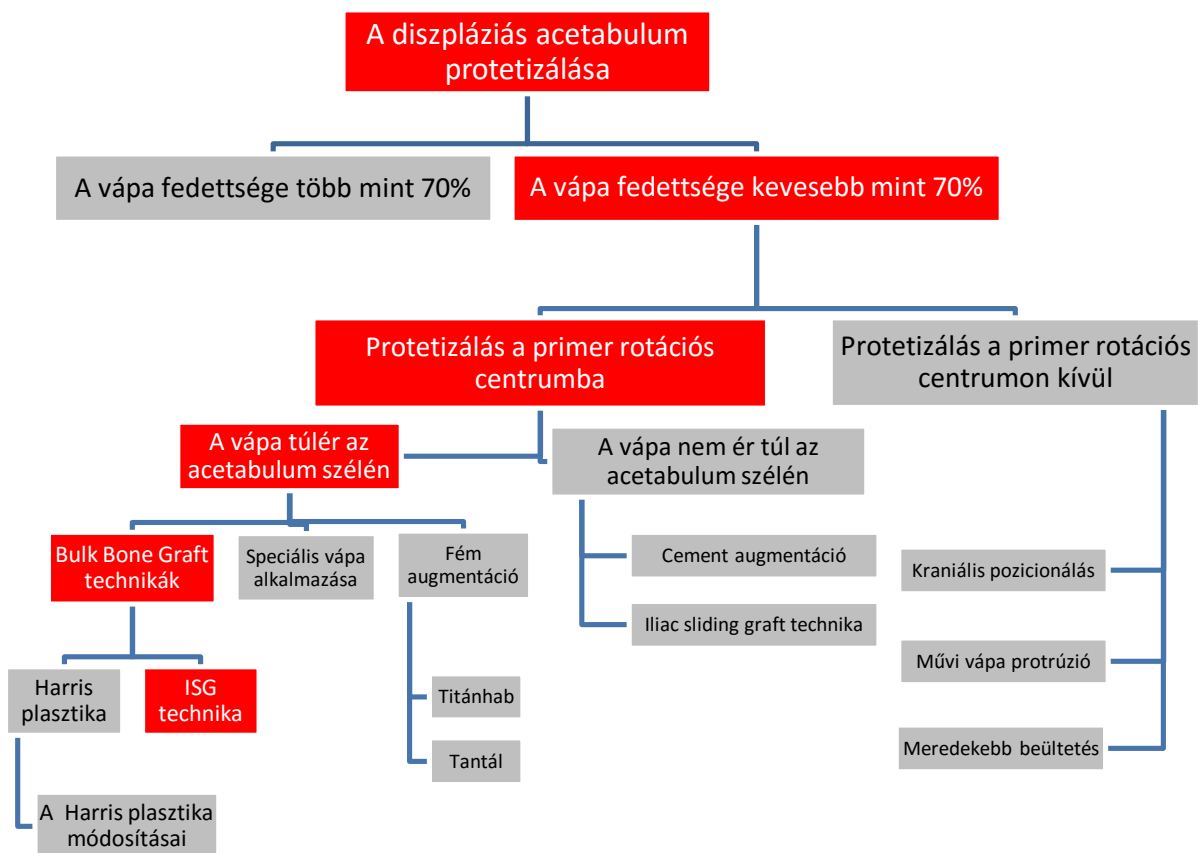
Általánosan elfogadott nézet szerint <sup>3,9,19,26</sup> amennyiben a protézis vápa csontos fedettsége a 70-80 %-ot eléri, a hagyományos műtéti eljárások alkalmazása elegendő. Nagyobb fedettségi hiány esetén speciális műtéti technika alkalmazása szükséges.

A vápa elhelyezését tekintve nincs egységes álláspont.

A primer rotációs centrumba történő protetizálás esetén általában elkerülhetetlen a vápatető kiegészítése. Enyhébb esetekben, amikor a protézis vápa komponense nem ér túl a medence laterális szélén, (más szóval nem lóg ki a medencéből) ismert eljárások a cement augmentáció és az ún. Iliac sliding graft technika.

Súlyosabb diszpláziában az *acetabulum* defektusa speciális diszpláziás vápa alkalmazásával,

fém augmentációval –ezen belül titán hab, vagy tantál használatával-, vagy bulk bone graft (BBG) beültetésével pótolható. A legismertebb BBG technika a Harris által 1977-ben közölt plasztika, melynek, azóta számos módosítása született. A BBG technikák csoportjába tartozik az általunk kidolgozott ISG technika is, melyet nem a *Harris* plasztika módosításának, hanem önálló műtéti típusnak tekintünk. Ennek az az oka, hogy míg az ismert BBG technikák során a graftot az *acetabulum* defektusához kívülről csavarozzuk oda, addig az ISG technikánál a graft beültetése a csípőlapát két kortikális lemeze közé intraosseálisan történik.



25. ábra. A diszpláziás *acetabulum* protézisálásának lehetőségei

A primer rotációs centrumon kívülre történő protézisálás esetén választható eljárások a vápa kraniális beültetése, medializálása művi vápa protrúziós technikával, illetve a vápa csésze 45°-nál meredekebb beültetése 10-20°-os inzerttel történő kiegészítéssel.

### 1.8.1. A primer rotációs centrum

A csípőízület primer rotációs centruma helyreállításának kérdésében ma sincs egységes



álláspont. Már a probléma megfogalmazása is kérdéses, hiszen diszpláziás csípő esetén nem beszélhetünk helyreállításról, mivel az ízület rotációs centruma soha nem esett egybe a geometriai értelemben vett forgásközpontra.

A protézis vápa komponensének a primer rotációs centrumba történő elhelyezése mellett és ellene is számos érv szól.

#### 1.8.1.1. Amennyiben a fiziológiás forgásközpontra ültetjük a vápát

- a. A két ízületet összekötő forgástengely a talajjal párhuzamos lesz, a járásképp harmonikusabbá válik és a lumbális gerinc aszimmetrikus megterhelése csökken.
- b. A gluteális izomzat tenziójának fokozásával a medence lebillenése csökken, ezáltal a *Trendelenburg* típusú sántítás javul.
- c. A medence a primer rotációs centrumnak megfelelően rendelkezik a legnagyobb csonttömeggel, amely a protézis számára még diszplázia esetén is megfelelő csontos környezetet biztosíthat. A kraniális fedettség kérdését az ellenvélemények között taglalom.
- d. Primer protetizálás esetén – a többnyire szükséges csontpótláshoz –, rendelkezésünkre áll a beteg saját femurfeje. Ez az első és egyben az utolsó lehetőségünk arra, hogy autológ strukturális grafttal végezzünk csontpótlást, ezzel megteremtve egy esetleges későbbi revízió alapjait.

#### 1.8.1.2. A forgásközpontra kívüli protetizálás hívei a kockázat-nyereség oldaláról közelítik meg a kérdést

- a. Tény, hogy az *acetabulum* dorzokraniális defektusa az esetek döntő többségében olyan mértékű, hogy a primer rotációs centrumba ültetett protézis vápa megfelelő fedettségét csak csontpótlással lehet biztosítani.
- b. Ismeretesek az autológ strukturális graft beépülésével, illetve felszívódásával kapcsolatos problémák, melyek kétségtelenül kockázati tényezőként szerepelnek.
- c. A szerzők egy része a forgásközpontra helyreállításával járó biomechanikai nyereséget nem tartja olyan jelentősnek, mint ahogy azt a fentiekben részleteztük. Így a magasabb kockázat és a szerintük relatíve alacsony nyereség alapján, a rotációs centrumon kívülre történő protetizálást végzik.



### 1.8.2. Protetizálás a csípőízület primer rotációs centrumába

A szerzők többsége<sup>35,52,69</sup> a medence csontos viszonyait és a stabilitásért felelős izomzat működését is figyelembe véve, a biomechanikai viszonyok helyreállítását legjobban megvalósító, primer rotációs központba történő protetizálást javasolja.

A csípőízület primer rotációs központja matematikai és geometriai módszerekkel meghatározható.<sup>21,68,81</sup>

*Stans*<sup>94</sup> 70, *Crowe III.* típusú diszpláziás csípő műtétének hosszú távú eredményeit vizsgálta, különös tekintettel a vápa lokalizálásának hatásaira. Az átlagos utánkövetési idő 16,6 év volt. A radiológiai elemzés alapján 37 acetabuláris komponens volt kilazulva. Az utánkövetésnél a már kimutatható lazulást mutató vápák átlagosan 3,09 mm-t voltak lateralizálva, míg a durva lazulást mutató vápák átlagos laterális beültetése 9,27 mm volt a primer rotációs központhoz képest. A vápa kraniális irányba helyezése szintén fokozta a kockázatot. Kimutatható lazulásnál átlagosan 3,55 mm-rel, míg durva lazulásnál átlagosan 10,41 mm-rel helyezték a vápákat kraniális irányba. A vápa lazulásának a valószínűsége szignifikánsan alacsonyabb volt azokban az esetekben, amikor a vápa az anatómiai helyére került. 12 vápa mediál felé lett helyezve. Lazulási rátájuk szignifikánsan alacsonyabb, 16,7% volt.

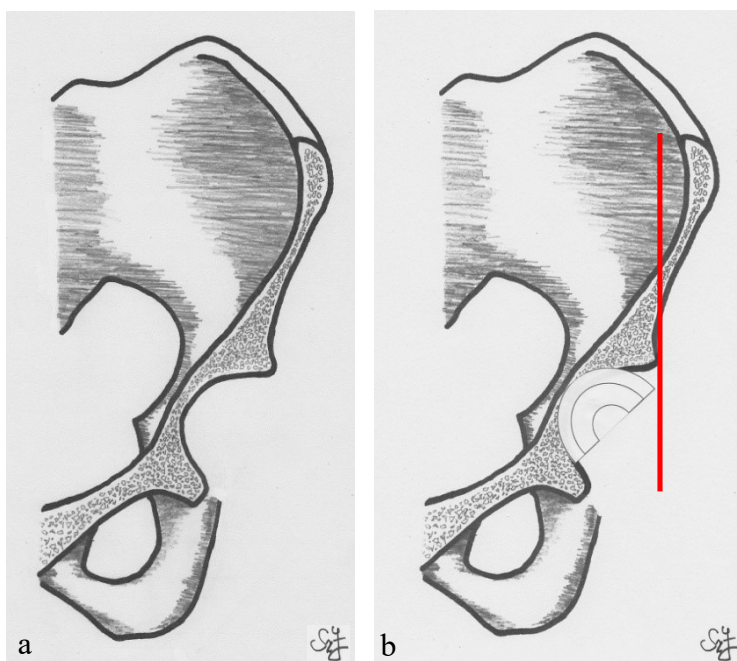
*Gill*<sup>27</sup> tanulmányában 87 eset szerepelt. Az átlagos utánkövetési idő 9,4 év volt. 60 eset kiváló, 23 jó, 2 megfelelő és 2 rossz állapotú volt a vizsgálat végén. Eredményei alapján azon az állásponton van, hogy a protézis vápa komponensét a primer rotációs centrumnak megfelelően kell beültetni.

*Johnston*<sup>46</sup> háromdimenziós biomechanikai analízist közöl, melyben a csípőízület mozgása közben, a rá ható erők vektorainak elemzésével állapítja meg a csípőízület primer rotációs központjának optimális helyét. Eredményei alapján a primer rotációs centrum elméletileg ideális helye az anatómiaihoz képest mediálisabban, disztálisabban és ventrálisabban van, mert az ízület terhelési viszonyai itt a legkedvezőbbek. Így a kraniális és/vagy a laterális beültetés biomechanikai szempontból még a vártnál is kedvezőtlenebb eredménnyel járhat.

A primer rotációs centrumba helyezett protézis vápa a diszplázia súlyosságától függően két féle pozíciót vehet fel.

#### 1.8.2.1. Enyhébb diszplázia

*Hartofilakidis A*, *Crowe I.-II.* stádiumú diszplázia esetén a vápa nem ér túl a vápatető laterális szélén, egyszerűbben fogalmazva „nem lóg ki az acetabulumból” [26.ábra].

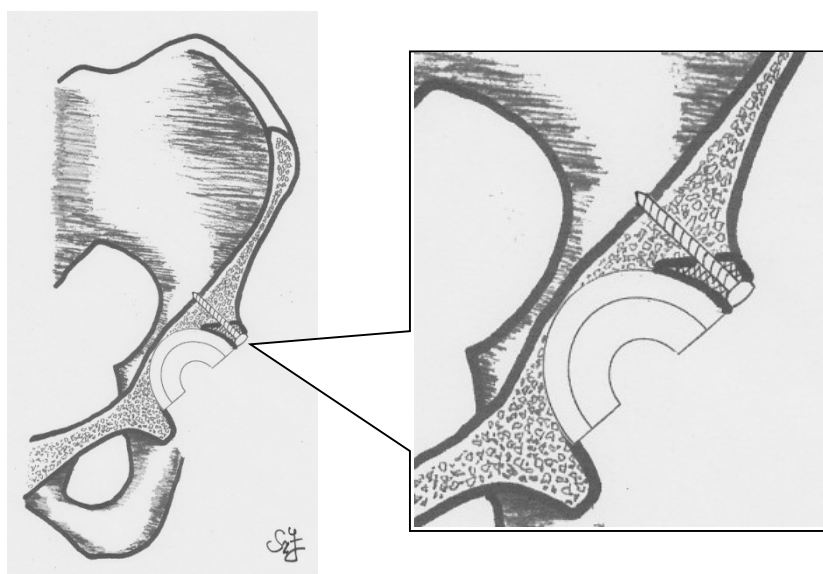


26. ábra. A bal csípő frontális síkú metszete  
 a. *Hartofilakidisz A*, illetve *Crowe I.* típusú enyhe fokú diszplázia  
 b. a 45°-os szögben beültetett vápa nem ér túl az *acetabulum* laterális szélén (piros vonal)

A probléma ismert műtétechnikai megoldásai:

### 1.8.2.1.1. Cement augmentáció

Az eljárás során a vápa fedettségének hiányát csontcementtel töltik ki. Esetenként a cementet a beton bevasalásához hasonlóan kortikális csavarokkal is megerősítik [27. ábra].



27. ábra. Cement augmentációs technika sematikus ábrája  
 A defektus kitöltése cementtel (hálósan satírozott terület) és megerősítése kortikális csavarral

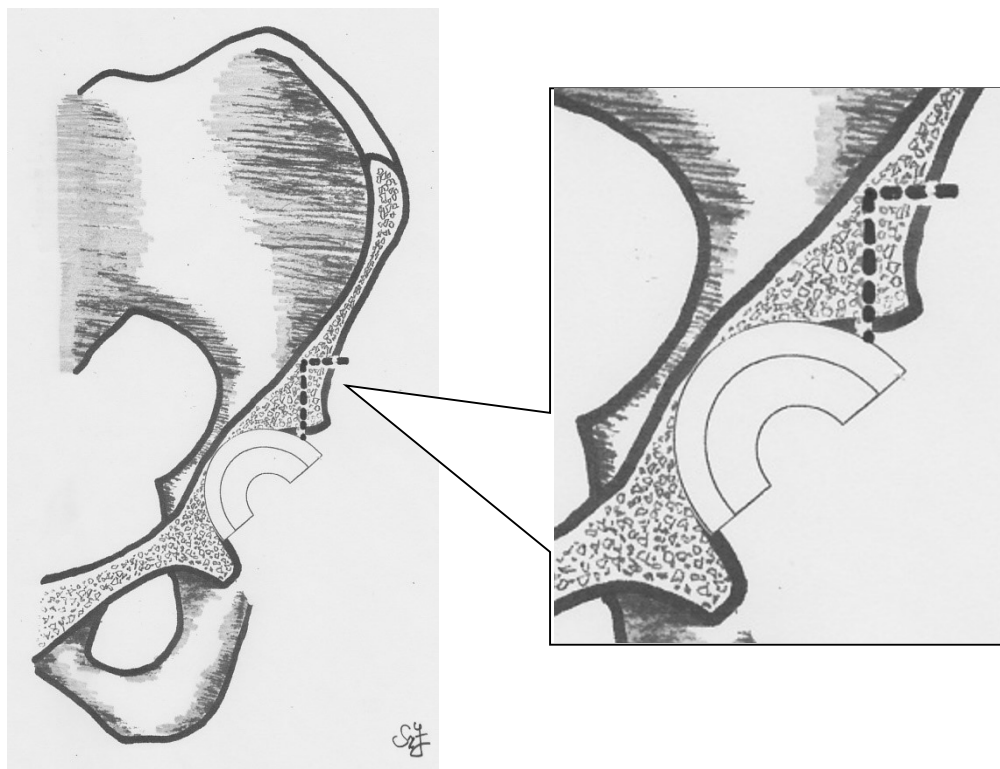


*Jensen*<sup>44</sup> tanulmányában 20, ezzel a módszerrel rekonstruált csípőt elemzett. 5 év után 6 esetben reoperációra volt szükség és további 3 esetben progrediáló inzertkopást írtak le.

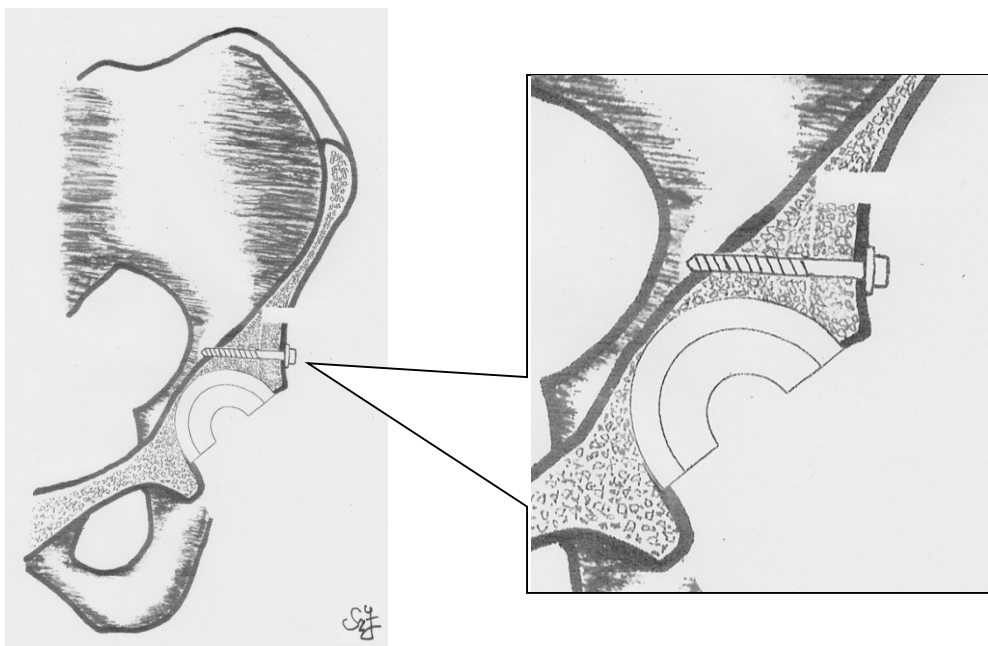
*Okamoto*<sup>66</sup> vizsgálatában a hagyományos cementezési eljárások kimenetelét vetette össze a korszerűbb eljárásokkal. A két kritérium a 45°-nál nem nagyobb vápaszög, és a 2 cm-nél nem vastagabb kraniális cementköpeny. A hagyományos technikával 15 éven belül a vápák 33%-a lazult ki, míg az újabb generációs eljárással csak a vápák 7,8%-a. Összesen 53 csípőt értékelt, és ezekből a legtöbb Crowe I. stádiumú volt. Crowe III. és Crowe IV. diszplázia esetén a módszert nem javasolja.

#### 1.8.2.1.2. Iliac sliding graft technika

Az eljárást *Ikeuchi*<sup>39</sup> dolgozta ki. Lényege, hogy a diszpláziás *acetabulum* kraniális részén egy, a külső kortikálist és a spongiózus állományt is magában foglaló graftot alakítanak ki. Ezt disztális irányba csúsztatják, és csavarokkal rögzítik. Így a vápa szuperolaterális fedettsége javítható [28-29. ábra].



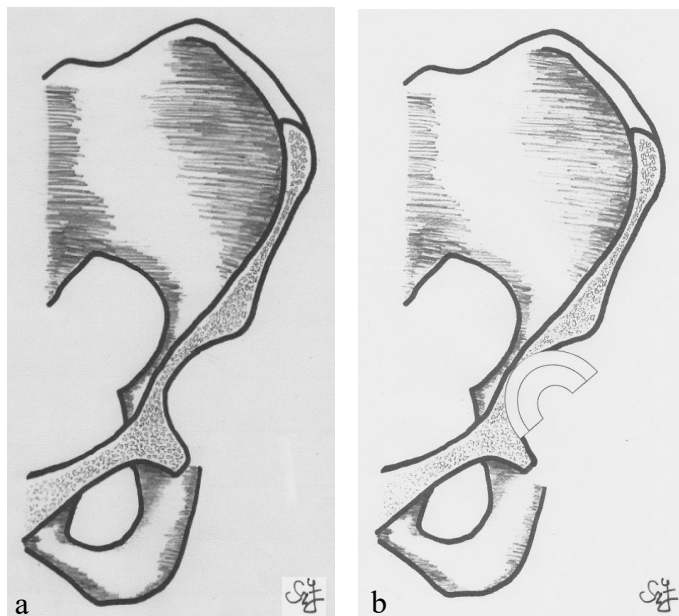
28. ábra. Az Iliac sliding graft technika sematikus ábrája  
A graft megtervezése



29. ábra. Az Iliac sliding graft technika sematikus ábrája  
A disztális irányba csúsztatott, kortikális csavarral rögzített és a vápához modellált graft

### 1.8.2.2. Súlyosabb fokú diszplázia

*Hartofilakidis B, Crowe II.-III. stádiumú diszplázia esetén a vápacsésze túlér az acetabulum laterális szélén és fedettsége a 70%-ot nem éri el [30. ábra].*



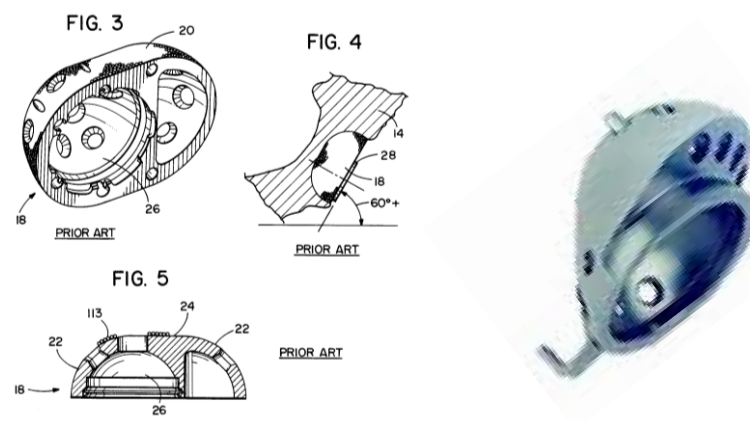
30. ábra. A bal csípő frontális síkú metszete  
a. *Hartofilakidis B, illetve Crowe III. típusú súlyos fokú diszplázia*  
b. *a 45°-os szögben beültetett vápa vázlatos rajza*

Ilyen esetekben speciális műtéti technika alkalmazása szükséges.<sup>19</sup>



### 1.8.2.2.1. Diszpláziás vápacsésze alkalmazása

Abeyta<sup>2</sup> az Oblong® vápa hatékonyságát vizsgálta tanulmányában. Ennek alakja két egymást fedő félgömbhöz hasonlít, mely alkalmas súlyos csonthiányok kitöltésére [31. ábra].



31. ábra. Az Oblong® vápa műszaki rajza és fénykép felvétele  
(forrás: Internet, kereső szó: Oblong cup)

Ezzel a technikával 23 beteg 25 csípőjét operálta. Az átlagos utánkövetési idő 11 év volt. 15 protézis utánvizsgálata során három esetben volt szükség revízióra.

### 1.8.2.2.2. Fém augmentációk

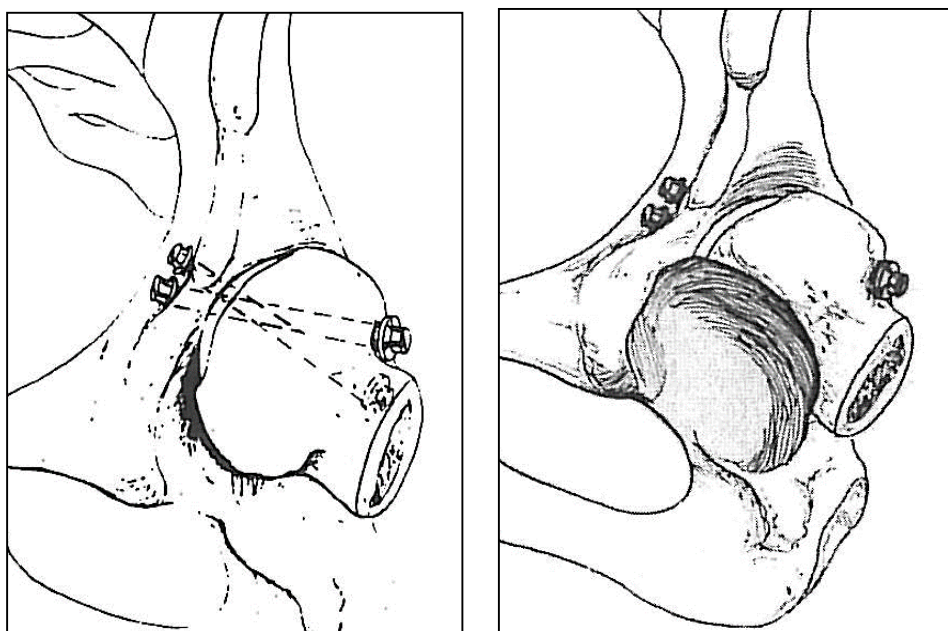
Kiváló biomechanikai tulajdonságaik miatt egyre inkább elterjednek a speciális fémtechnikai eljárással feldolgozott titánból<sup>48</sup> és tantálból készült<sup>55,71,82</sup> pótlások.

### 1.8.2.2.3. BBG technikák

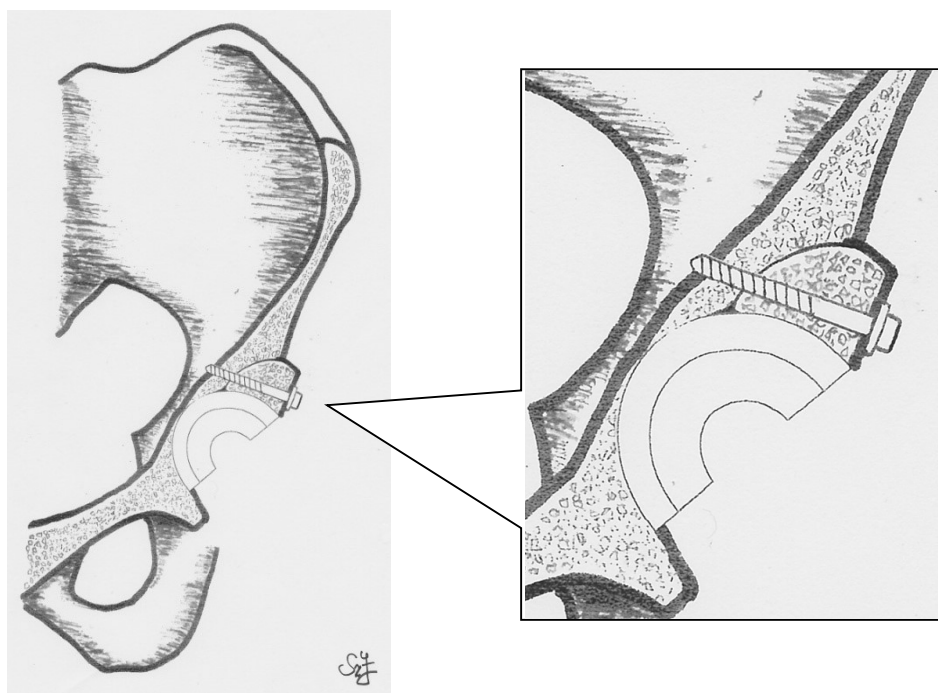
#### 1.8.2.2.3.1. Harris plasztika

Az egyik legelterjedtebb és legtöbbet vizsgált megoldás, a femurfejből kialakított autológ strukturális graft (Bulk Bone Graft, továbbiakban: BBG) alkalmazása.

A legismertebb BBG technikát Harris<sup>31</sup> dolgozta ki 1977-ben. Lényege a rezekált femurfejből képzett, csavarokkal rögzített graft felhasználása a vápa szuperolaterális defektusának pótlására [32-33. ábra].



32. ábra. A Harris plasztika nézeti vázlata a szerző eredeti ábrái alapján



33. ábra. A Harris plasztika napjainkban legelfogadottabb módosításának vázlatos rajza a bal csípő frontális metszetén

Az eljárás az eltelt közel fél évszázad alatt világszerte elterjedt. Nagy népszerűsége ellenére a beavatkozás megítélése mégsem teljesen egyértelmű. A szerzők egy része kiváló utánkövetési eredményeket közöl, mások változó, esetenként rossz kimenetelről számolnak be. Az alapvető problémát a graft beépülésének sok esetben észlelt elmaradása, illetve késői felszívódása

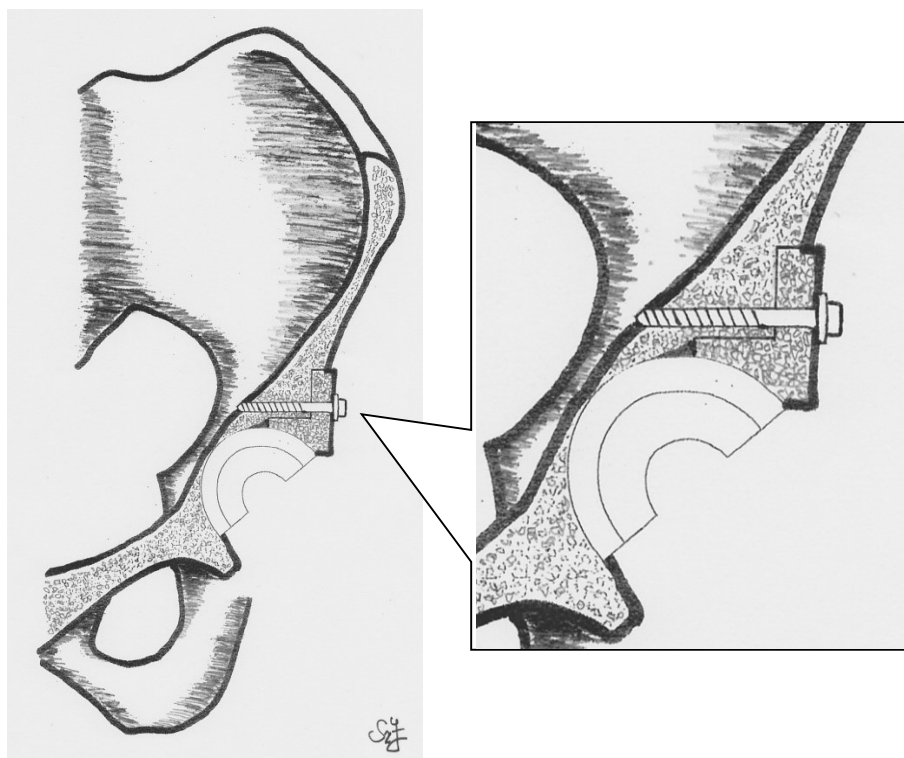


jelentí, mely a beültetett vápa kilazulását okozhatja. Jellemzőek az alacsony esetszámok és az utánkövetési idő rövídsége.

A probléma jelentőségét bizonyítják az eljárás nagy számban közölt, különböző modifikációi.

#### 1.8.2.2.3.2. A Harris plazztika módosításai:

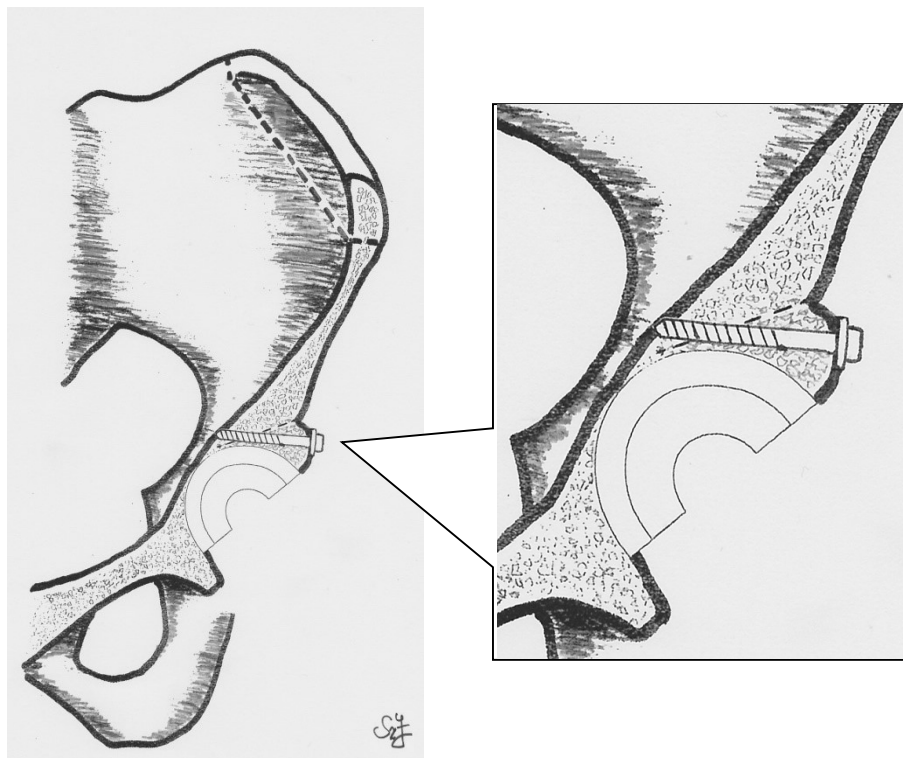
1.8.2.2.3.2.a. *Radojević*<sup>76</sup> a csontos fedettség növelését a femur fejből kialakított L alakú grafftal érte el [34. ábra].



34. ábra. A *Radojević* technika sematikus ábrája a bal csípő frontális metszetén

Ezzel a revaszkularizációhoz kedvezőbb feltételeket teremtett. Egyrészt a grafft nagyobb felületen érintkezik a befogadó csonttal, másrészt a kontaktusba kerülő felszínek kedvezőbb biológiai tulajdonságokkal rendelkeznek. A tanulmányban 61 protézis eredményei szerepeltek. Az összes grafft beépült a hatodik hónapra. Nem volt jele lazulásnak. Az utánkövetési idő átlagosan 29,3 hónap volt.

1.8.2.2.3.2.b. *Harley*<sup>30</sup> 10 beteg 12 csípőjén végzett műtét eredményeit közli. Eljárása során a csípőlapát felső harmadából alakítja ki a vápatető rekonstruálásához szükséges grafft [35. ábra].



35. ábra. Harley eljárásának sematikus ábrája a bal csípő frontális metszetén

A rezekció során a csípő abduktor izomzatát mobilizálja, eredését disztális irányba helyezi, ezáltal csökkenti annak feszülését. Ezáltal lehetővé teszi a proximális femur disztalizálását, mely a diszpláziás csípő protézisálásának egyik legnagyobb intraoperatív nehézsége lehet. Az utánkövetési idő átlagosan 23 hónap volt. Eredményeit kedvezőnek ítélte.

#### 1.8.2.2.3.3. ISG technika

Az általunk kidolgozott ISG technika logikailag leginkább a BBG csoportba sorolható be. A módszert a 2.1. fejezetben részletesen ismertetem.

A vápatető képzésnek igen kiterjedt irodalma van. A szerzők döntően a Harris plasztika (ill. annak változatai) eredményeivel fogalalkoznak. A közlemények jellemző vonása a kis esetszám, a viszonylag rövid utánkövetési idő és az eredmények meglehetősen nagy szóródása. Évtizedekkel Harris munkássága után is jól érzékelhető az útkeresés és a technika javítására irányuló törekvés. A releváns közleményeket a könnyebb áttekinthetőség kedvéért két csoportba soroltam. Mindkettőbe igyekeztem cementezett és cement nélküli technikával végzett műtéteket is bevonni.



#### 1.8.2.2.3.1.a. A Harris plasztika alkalmazása során született kedvező eredmények

*Bobak*<sup>6</sup> 45 cementezett protézist vizsgált. Az átlagos utánkövetési idő 15 év volt. 27 esetben tapasztalták a graft részleges felszívódását. Egy év után az összes graft, a radiológiai felvételek alapján beépült. A reszorpció maximumát három év és hét hónap után érte el, tovább nem változott. Az utánkövetés alapján 38 betegnek nem, vagy csak minimális klinikai tünetei voltak. Egy esetben észleltek vápa migrációt, négy másik mutatott lazulásra utaló radiológiai jeleket. Nem volt összefüggés a radiológiai jelek és a klinikai tünetek között.

*Harris*<sup>31</sup> tanulmányában 22 cementezett technikával operált beteget vizsgált. Ebből 11 állapotát átlagosan 25 hónapig követte. Az összes utánkövetett graft beépült, egyik sem mutatott felszívódásra utaló jeleket.

*Kobayashi*<sup>52</sup> tanulmányában 37 cementezett protézis szerepel. Minden esetben BBG-t használt, és ezt nyolc esetben a vápa proximális irányba helyezésével egészítette ki. Az utánkövetési idő 10 és 26 év között változott. Az összes graft beépült, és nem volt bizonyítható vápalazulás. Revízió nem történt, az utolsó kontroll alkalmával az összes beteg klinikai állapota kiválóan bizonyult. Szövődmények nem fordultak elő. A szerző szerint a vápát az eredeti helyén kell kialakítani. Amennyiben ez nem lehetséges a mediokraniális elhelyezést ajánlja.

*Wolfgang*<sup>105</sup> 42 operált esetről számolt be. Cementezett és cement nélküli eseteket is feldolgozott. Az átlagos utánkövetési idő 5,7 év volt. A graft nyolc betegnél 50%-os, tíznél 40%-os, 22-nél 30%-os, és kettőnél 20%-os fedettséget biztosított. A legutolsó kontroll alkalmával két esetben tapasztalták a vápa, három esetben pedig a szár lazulását. Két esetben igényelt revíziót a szár, egy esetben a vápa. 39 protézis nem mutatott lazulásra utaló jeleket. Összességében 19 csípő állapota volt kiváló, 20 csípő jó, egy kielégítő, kettő rossz eredményt mutatott.

*Yamaguchi*<sup>108</sup> 18 cement nélküli technikával operált csípő átlagosan 3,3 évig tartó utánkövetésével minden esetben jó eredményeket kapott. Minden graft beépült. Lazulást nem észlelt. Ajánlása szerint a vápa graft által fedett része a 30%-ot lehetőleg ne haladja meg.

*Spanghel*<sup>92</sup> 44 csípőt operált BBG használatával cementnélküli technikával. Az átlagos utánkövetés 7,5 év volt. Az utolsó ellenőrzéskor az összes graft beépült. Nyolc csípőnél nem reszorbeálódott a csont, 35-nél pedig csak a stressznek ki nem tett laterális területeken. Egy



esetben a graft a terhelt területről szívódott fel. A tanulmány ideje alatt három femorális komponens került revízióra.

*Hasegawa*<sup>34</sup> 25 súlyosan diszpláziás csípőt operált cementnélküli technikával. Az utánkövetési idő átlagosan kilenc év volt. Az eredmények 18 betegnél kiválóak, hatnál jók és egynél kielégítőek voltak. A graft felszívódásának mértéke az első három hónapban nem volt számottevő. A hatodik hónapra a graft állományának 8%-a, az első évre a 11%-a, a második évre a 18%-a szívódott fel. Az utolsó kontroll időpontjában változatlan radiológiai képet állapítottak meg. A csökkenés az első évig szignifikáns ( $p < 0,05$ ) volt. A csont beépülése  $7 \pm 1,7$  hónap alatt minden esetben bekövetkezett.

#### **1.8.2.2.3.1.b. A Harris plasztika alkalmazása során született kedvezőtlen eredmények**

*Gerber*<sup>26</sup> 47 cementezett TEP műtét eredményeit közölte. Az átlagos utánkövetési idő hét év volt. Túlélési analízise alapján az első két évben az acetabuláris komponens kilazulásának a kockázata 0, a harmadik-negyedik évben 0,0225, a negyedik-ötödik évben 0,023, az ötödik és hatodik év között 0,0571, az idő előre haladtával jelentősen emelkedő tendenciát mutat.

*Mulroy*<sup>63</sup> összesen 37 diszpláziás csípőt operált cementezett technikával. Az átlagos utánkövetési idő 11,8 év volt. Ez idő alatt nyolc (20%) vápalazulás miatt végeztek revíziót. Ezen esetekben a vápa laterális irányba mozdult. A nem revideált esetekben 12-nél találtak lazulást valószínűsítő jeleket. Kisméretű graft felszívódást találtak 20, közepeset 10 és súlyosat 11 csípőnél.

*Jasty*<sup>42</sup> tanulmányában 38 cementezett protézist vizsgált. Femurfej allograftokat használt a csonthiány pótlására. Az átlagos utánkövetés 5,9 év volt. A vizsgálat végére az operált vápák 32%-a kilazult. Nyolc csípőt kellett reoperálni, és további négy masszív lazulási jeleket mutatott a röntgenfelvételeken. A reszorpció mértéke 17 esetben volt kicsi, négy esetben közepes és 13 esetben kifejezett. A lazulás rizikója az első négy évben minimális volt, utána azonban meredeken nőtt. A vápák 95%-a maradt intakt öt év múlva, és csak 54%-a nyolc év múlva.

*Chougle*<sup>9</sup> tanulmányában 206 beteg 292 csípőjén végzett cementezett TEP műtétről számol be. BBG alkalmazására 48 esetben került sor.. Az utánkövetési idő 16 év volt. Abban a 244 esetben ahol nem használtak BBG-t 23,4%, a grafttal augmentált vápák esetében 60% volt a lazulási arány.

*Shinar*<sup>88</sup> 70 csípőt operált cementezett technikával. 15-nél allograftot, 55-nél pedig autograftot



használt. Az átlagos utánkövetési idő 16,5 év volt. Az összes graft beépült. A 15 allografttal augmentált csípőből 9 került revízióra, az 55 BBG-vel augmentáltból pedig 16. Az utánkövetés végén a 27 kifogástalan állapotú protézisből 21-nél a graft a vápa 50%-nál kevesebb részt fedett, míg a 25 revízióra került csípőből, csak kilencnél volt 50%-nál kevesebb a fedettség. Azon kilenc csípőnél, ahol a fedettség 30%-nál kevesebb volt, egy sem mutatott lazulásra utaló jeleket, míg azon 29-nél, ahol 50%-nál többet fedett graft, csak öt állapota maradt kifogástalan. 16,5 év után a 70-ből 27 maradt stabilan a helyén. Ebből hétnél 30%-nál kisebb volt a fedettség és csak ötnél volt több mint 50%.

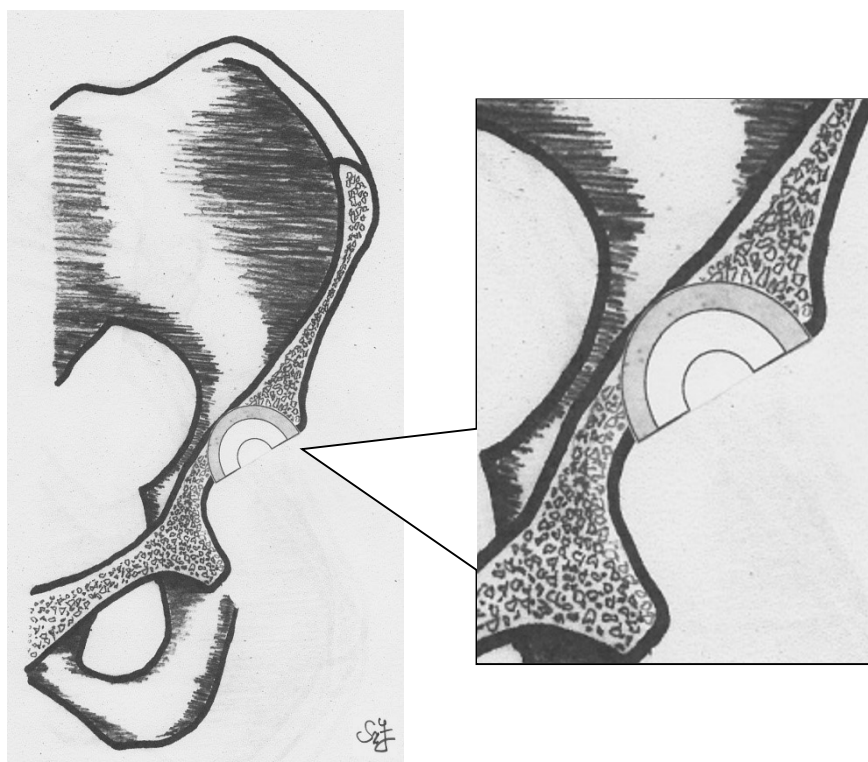
*Hendrich*<sup>35</sup> cikkében 57 cement nélküli technikával végzett műtét eredményeit közli. A 11 éves utánkövetés végén a vizsgált protézisek túlélési rátája 88,9 % volt. 14 vápa esetében jelentős migrációt mértek ( $2,0 \pm 0,9$  mm horizontálisan, és  $0,6 \pm 0,6$  mm vertikálisan). Ezek a vápák a kritériumok szerint stabilnak bizonyultak, de a szerzők felvetik a későbbi kilazulás lehetőségét.

A közlések áttekintése alapján megállapítható, hogy az utánkövetési idő és az esetszámok növelése a revíziós ráta fokozódását mutatja. Egyértelműnek látszik, hogy az autológ graftok használata preferálandó az allograftokkal szemben.<sup>88</sup> Túlélés szempontjából a cement nélküli vápák alkalmazása előnyösebb. Ennek háttérében vélhetően az állhat, hogy a cement egyes esetekben befolyik a befogadó csont, illetve a graft közé és interpozitumként megakadályozza annak beépülését. Rossz prognosztikai jel, ha a graft többet fed a beültetett vápa felszínének 30 %-nál. Szignifikáns összefüggés figyelhető meg a kilazulás valószínűsége és az életkor (fiatal kor - feltehetően a nagyobb aktivitás és terhelés miatt - kedvezőtlenebb<sup>26,63</sup>), a testsúly (nagyobb testsúly kedvezőtlenebb<sup>26,63</sup>), és a diszplázia súlyossága<sup>9</sup> között.

### 1.8.3. Protetizálás a csípőízület primer rotációs központján kívül

#### 1.8.3.1. Kraniális beültetés

Az eljárás lényege, hogy a protézis vápa komponensét, a primer rotációs centrumtól kraniálisabban kialakított helyre, a kihúzott primer vápa felső részébe, esetenként a szekunder vápába ültetjük be [36. ábra].



36. ábra. A protézis vápa komponens kraniális beültetésének sematikus ábrája a bal csípő frontális metszetén

*Delp*<sup>13</sup> tanulmányában a vápa pozicionálásának az abduktorokra kifejtett hatását vizsgálja. A szerző szerint a csípőcentrum maximum 2 cm-rel történő, lateralizálás nélküli megemelése mindössze 10%-al csökkenti az izomerőt.

*Bozic*<sup>7</sup> áttekintő közleményében megállapítja, hogy a kraniális helyzet megfelelő, amennyiben az a 15 mm-t nem haladja meg, és nem kíséri a vápa lateralizációja.

*Russotti*<sup>81</sup> 34 páciensen végezte el a rotációs centrum kranializálását. Az általa kidolgozott mérési módszer segítségével határozta meg a primer rotációs központ ideális helyét. Az átlagosan 11 éves utánkövetés eredményei kiválóan bizonyultak. A vápa kraniál felé helyezése nem jelentett fokozottabb lazulási kockázatot.

*Hirakawa*<sup>37</sup> tanulmányában 98 protézis műtét szerepelt. Eredményei szerint azokban az esetekben, amikor a csípő centruma vertikálisan 35 mm-nél nincs messzebb a könnyecsepp figurákat összekötő vonaltól, és a horizontális síkban 25 mm-nél nincs messzebb a könnyecsepp figurára merőleges vonaltól, jó eredmények várhatóak. A vápa kranializálása esetén 45°-nál meredekebb abdukciós szög mellett 90%-ban biomechanikai hátterű lazulás léphet fel 15 éven



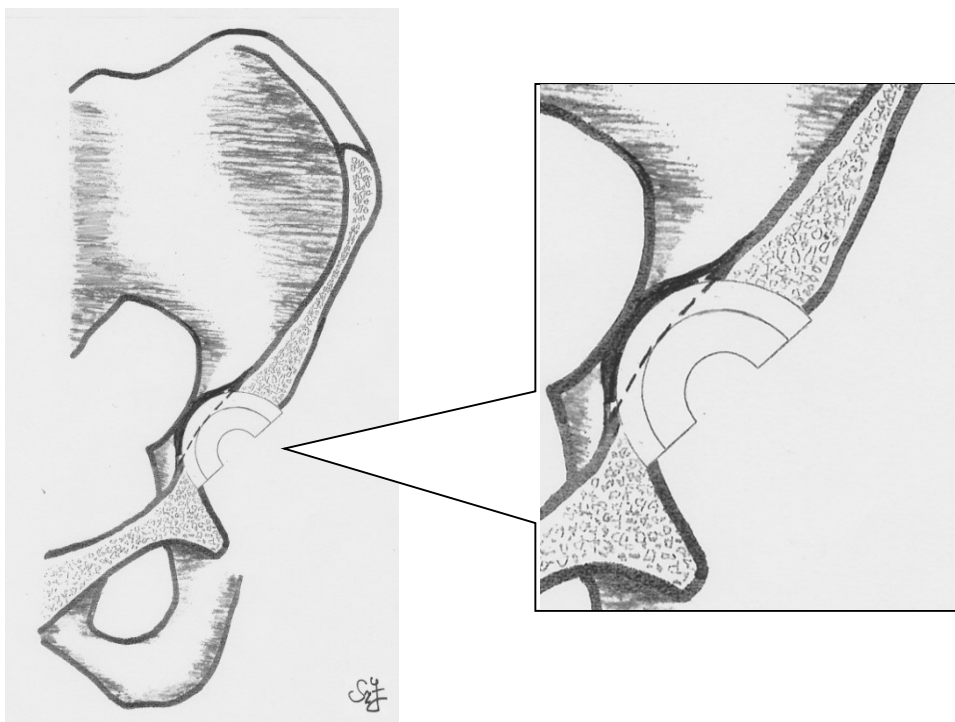
belül. Ezek alapján a kranializálás mellett a vápa medializálását, és alacsony abdukciós szög beállítását javasolta.

*Pagnano*<sup>69</sup> tanulmányát 696 műtetre terjesztette ki. Az utánkövetésekből kiderült, hogy azoknál a betegeknél, ahol a vápát laterálisabban helyezte be, a kilazulás hamarabb és gyakrabban következett be.

A vápa kraniális pozicionálásának kérdésére más szerzők is kitérnek<sup>3,28,52,92,105</sup>, véleményük nem egységes.

### 1.8.3.2. Mediális beültetés, művi vápa protrúziós technika

A műtét során az *acetabulum* fenekét a belső perioszteum megtartása mellett tervezetten perforálják, így a protézis vápa mediális irányba mélyebbre beüthető, ezáltal a fedettsége lényegesen javul [37. ábra].



**37. ábra. A művi vápa protrúziós technika sematikus ábrája a bal csípő frontális metszetén. A nagyításon a mobilizált és mediális irányba tolt vápafenék részlet és a megőrzött belső perioszteum látható, a szaggatott vonal az eredeti vápafenék helyét jelzi**

*Hess*<sup>36</sup> 22 csípőn végezte el a beavatkozást. Az elhízás szigorú kontraindikációt jelentett. A Harris Hip Score<sup>19</sup> preoperatív értéke átlagosan 37 volt, posztoperatív értéke pedig átlagosan 92. Az utánkövetési idő átlagosan 37 hónap volt.

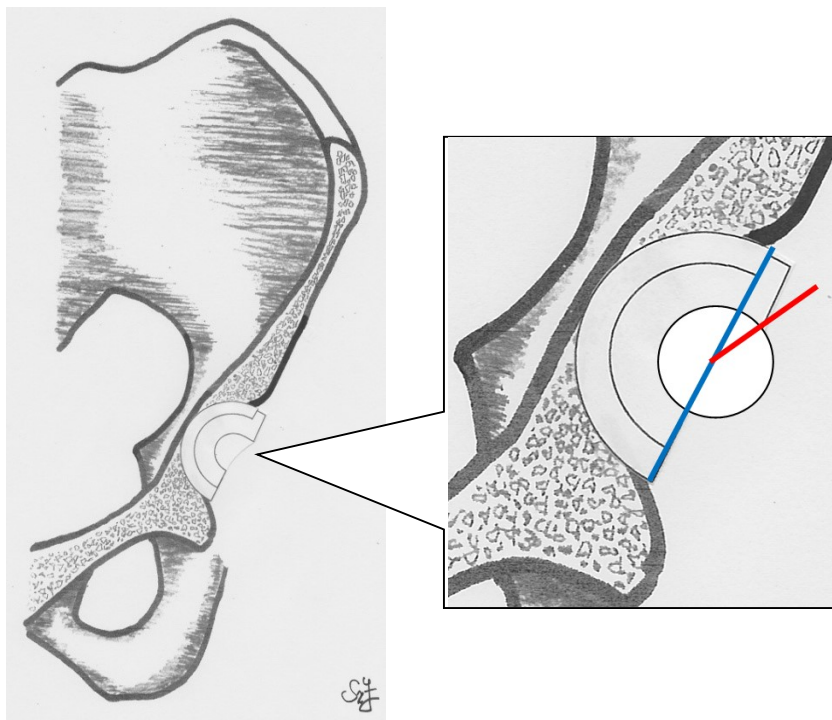


Zhang<sup>111</sup> 30 csípőt operált ezzel a módszerrel. Cement nélküli vágákat használt. A horizontális távolság a protézis és az optimális csípőcentrum között átlagosan 4,89 mm volt a műtét után, ami statisztikailag szignifikáns különbség a preoperatív helyzethez képest. Az eredmények kedvezőek voltak, amennyiben a rendelkezésre álló csontvastagság legalább 10 mm. Az utánkövetési idő 22 hónap volt.

Spanghel<sup>92</sup> szerint a módszer előnyösen kombinálható graftok használatával, főleg cementnélküli vágák esetén. Véleményét átlagosan 5 éves eredményekre alapozza.

### 1.8.3.3. Meredekebb beültetés

A műtét során az adott helyzetnek megfelelően, a lehető legkedvezőbb helyre ültetik be a vágát, a fedettség hiányát az ideálisnak tekintett 45°-nál meredekebb szög beállításával biztosítják. A protézis stabilitása 10-20°-os inzert alkalmazásával javítható [38. ábra].



**38. ábra.** A protézis vápa meredek beültetésének sematikus ábrája a bal csípő frontális metszetén  
 A kék vonal a meredeken beültetett fém csésze abdukciós szögét (kb. 60°) jelzi  
 A piros vonal a protézis fej fedettségének az augmentációval kiegészített inzerttel elérhető javulását ábrázolja

A meredek beültetés ugyanakkor a nagy abdukciós szög miatt kedvezőtlen biomechanikai helyzetet teremt és ezáltal a vápa aszeptikus lazulását okozhatja.<sup>43</sup>



## 1.9. Műtéti szövődmények

A műtétechnikai kérdések tárgyalása nem lenne teljes a szövődmények áttekintése nélkül.

A feldolgozott közlemények jelentős része a teljes protetizálási folyamattal foglalkozik, tehát a femorális komponens beültetésével kapcsolatos szövődményeket is taglalja. Dolgozatomban – témaválasztásomnak megfelelően- kifejezetten az acetabuláris régióra fókuszáltam.

Alapvető csoportosításban vaszkuláris és neurológiai kockázatokról beszélhetünk.

*Nachbur*<sup>64</sup> szerint a vaszkuláris komplikációk aránya primer csípőízületi kopás esetén végzett protézis beültetésnél 0,25%. *Lee*<sup>54</sup> 0,1-0,2 % közötti előfordulásról, női dominanciáról és a bal oldalt érintő sérülések nagyobb arányáról számol be. Az érsérülések 7%-a fatális kimenetelű, 15%-a amputációval végződik.<sup>3</sup> Kiemelkedő az *a.* és a *v. iliaca externa* sérülésének magas gyakorisága. *Shoenfeld*<sup>89</sup> tanulmányában 68 érsérülésből 36 (48%) érintette az *iliacalis* képleteket.

Az idegsérülések aránya primer artrózisban végzett műtéteknél 0,6-1,3%. Az összes idegsérülés 90 %-a *n. ischiadicus* érinti<sup>17,65</sup>, gyakorisága 0,5-2%. Jelentős a *n. gluteus superior* sérülésének kockázata is.<sup>17,56,80,85</sup>

Nőknél a szövődmények nagyobb gyakoriságát a kisebb izomtömeg, a kisebb testméretek, a relatíve rövidebb végtag és a nagyobb anatómiai variabilitás magyarázhatja.<sup>45,91</sup> Ezzel szemben *Schmalzried*<sup>85</sup> nem tudta igazolni a női dominanciát.

Diszpláziás esetekben a szövődmények aránya magasabb 5,2-13 %.<sup>45,56,85,87</sup> Ezt részben magyarázhatja, hogy a diszplázia miatt a képletek lokalizációja a megszokott anatómiai helyzethez képest megváltozik.<sup>89</sup> A korábbi műtéti beavatkozások által okozott hegesedés, az erek, idegek lehorgonyzódása is fokozza a sérülés veszélyét.<sup>17</sup> Operált betegeknél fennállhat a kollaterális keringés meglévő károsodása, amely egy esetleg bekövetkező nagy érsérülésnél végzetes következményekkel járhat.<sup>60,89</sup>

A vápa beültetése során kialakult ér- és idegsérüléseket a különböző szerzők számos szempont alapján osztályozzák.

**Lokalizáció** szerint extra és intrapelvikus szövődményekről beszélhetünk.<sup>22</sup>

Az extrapelvikus képletek közül az *a. v. n. gluteus superior* és *inferior*, és a *n. ischiadicus* a legjelentősebbek.

Az intrapelvikusan elhelyezkedő ér-idegképletek alapvető sajátossága, hogy az operáló sebész elől rejtve vannak, a műtéti területtől többek között a medence csontos fala, a *membrana obturatoria*, a *m. iliopsoas*, és a *m. obturatorius* választják el. Bonyolítja a kérdést, hogy több



ér-idegtörzsnek medencén belüli és medencén kívüli lefutása is van. Jelentősebb veszélyeztetett intrapelvikus képletek az *a.* és *v. iliaca interna, externa* és az *a. v.* és *n. obturatorius*.

**Etiológiai** szempontból a szövődmények háttérében különböző sérülési mechanizmusok állhatnak.

**Direkt sérülést** okozhat a vápafenék elmarása,<sup>58</sup> vagy intraoperative kialakult *acetabulum* törés.<sup>75</sup> A túl proximálisan behelyezett ventrális Hohmann retraktor az *a. iliaca externa* perforációját okozhatja.<sup>64</sup> Fúrás, csavarozás vezethet a *v. iliaca externa* direkt sérüléséhez.<sup>54</sup>

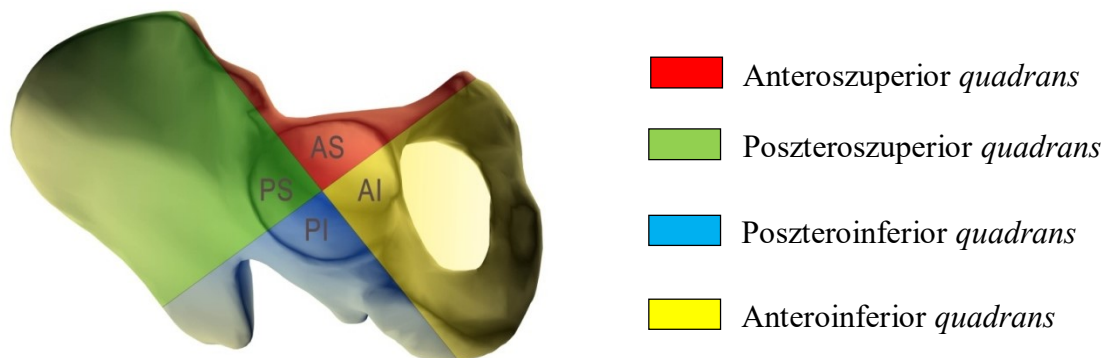
Az **indirekt sérülés** lehet kompressziós jellegű. Gyakori a cementfolyás által okozott nyomásos szövődmény.<sup>4</sup> Érintett lehet a *n. femoralis*, a *n. ischiadicus*, ritkán a *n. obturatorius*<sup>67,74,90</sup> is. A gluteális hematoma a *n. ischiadicus*,<sup>10,23</sup> a *m. iliacus* állományában, vagy az alatta kialakuló vérzés a *n. femoralis* kompressziós károsodását okozhatja.<sup>107</sup> A műtéti megterhelés érzékenyebbé teheti a *n. ischiadicust* a kompressziós károsodásokkal szemben.<sup>23</sup> Indirekt sérüléseknél az artériás trombózis, ill. embolia kialakulása jelenthet kockázatot,<sup>64,70,96</sup> melyet a cement hőhatása is okozhat. Előfordul, hogy a cement hegyes spikulumai erodálják az érfalat és aneurizmát okoznak.<sup>77</sup> Különösen magas ficammal járó diszpláziás esetekben fordul elő az ideg, elsősorban a *n. ischiadicus* túlnyújtásos sérülése. Egyes szerzők maximum 4 cm-t, vagy az ideg hosszának 6 %-át meg nem haladó nyújtást tartanak elfogadhatónak.<sup>45</sup>

A szerteágazó etiológiát tekintve érthető, hogy a vaszkuláris szövődmények, megjelenésüket tekintve igen változatosak lehetnek. Akut vérzés, trombózis, aneurizma,<sup>4</sup> arteriovenozus fisztula,<sup>57</sup> pszeudoaneurizma<sup>38</sup> fordulhatnak elő. Klinikai szempontból hipovolemiás sokk, akut keringési zavar, pulzáló tumor, krónikus keringési zavar képében jelenhetnek meg.

Az idegsérülések klasszikus osztályozás szerint, *neurapraxia, axonotmesis, neurotmesis*<sup>86</sup> formájában jelentkeznek. Ilyen esetekben az érző illetve motoros funkciók különböző mértékű és időtartamú kiesését észleljük. *Schmalzried*<sup>85</sup> 36 idegsérültből 24 hónap utánkövetéssel 29 esetben (80%) talált perzisztáló neurologiai deficitet.

Az intraoperatív szövődmény megelőzésének egyik lehetősége az *acetabulum* biztonságosan fúrható, csavarozható zónáinak meghatározása.

Erre a célra a legismertebb és legelterjedtebben használt, a *Wasielewski*<sup>104</sup> által közölt *quadrans* rendszer [39. ábra]. A szerző az *acetabulumot* két egyenessel négy körcikkre osztva elemzi a műtéti kockázatot. Az első egyenes a *spina iliaca anterior superioron* és az *acetabulum* középpontján halad keresztül. A középpontban erre állított merőleges az *acetabulumot* négy részre osztja. Az így kiosztott négy körcikket a szerző lokalizációja szerint nevezte el.



39. ábra. Wasielewski quadrans rendszere

a. Anterosuperior (AS) *quadrans*, the quadrant of death

Az ebben a régióban végzett, a belső kortikálist perforáló beavatkozások a *plexus venosus vesicularis superior* és *inferior*, a *plexus uteri*, az *a.* és a *v. obturatoria* és leggyakrabban az *a.* és a *v. iliaca externa* sérülését okozhatják. Itt található az emberi test legvariábilisabb artériás és vénás rendszere.<sup>106</sup> Az erek többnyire plexust formálnak és a *m. levator anin*, valamint a *m. obturator internus* alsó részén fekszenek. Feugier<sup>22</sup> kísérleteiben 20 csavarból 15 okozott sérülést, ezek közül nyolc a *vena* és hét az *a. iliaca externát* érintette. Lokalizációja miatt a véna veszélyeztetettebb helyzetben van,<sup>104</sup> mert disztális harmada a csonton fekszik, gyakran direkt a *linea arcuata* felszínén és nem védi a *m. iliopsoas*. A sérülés veszélyét tovább fokozza az ér relatív immobilitása, mivel azt a *linea arcuata* teljes hosszában szorosan rögzíti a *peritoneum parietale*. Az artériát lágyrész interpozitum, ill. a *m. iliacus* is védi.<sup>22,49</sup>

b. Anteroinferior (AI) *quadrans*

Ebben a régióban, a legexponáltabb helyzetben az *a.* a *v.* és a *n. obturatorius* van, különösen a *foramen obturatum* szuperolaterális részén az obturátor csatornánál. További kockázatot jelent, hogy gyakori az erek aberráns lefutása, amikor az ér-ideg törzs pontosan az AI *quadrans* vetületében halad.<sup>104</sup>

c. Centrum

Az *acetabulum* középpontjának átfúrása az *a.* a *v.* vagy a *n. obturatorius* sérülését okozhatja. Némi biztonságot nyújt a *m. obturator internus*, mely interpozitumként védi az ér-ideg törzset. Anatómiai tanulmányok szerint azonban az izom gyakran vékonyabb, mint 1 mm.<sup>104</sup> Keating<sup>49</sup> az izmot 2-4 mm vastagnak találta. Ebben a régióban 15 mm-es, vagy hosszabb csavar



használata már kockázatos.<sup>104</sup> Az ér-ideg törzs sérülhet a *foramen obturatorium* felső laterális sarkába tett *Hohmann* retraktor miatt is.<sup>80</sup>

#### d. Poszterosuperior (PS) *quadrans*

A PS *quadrans* centruma csavarozás szempontjából<sup>22</sup> a legbiztonságosabb. Veszélyeztetett képletek az *a.* a *v.* és a *n. gluteus superior*, melyek kilépésénél a *hiatus suprapiriformis*nál van legközelebb az *acetabulum*hoz. Biztonságot jelent a csont vastagsága, de 25 mm-nél hosszabb csavar használata ebben az irányban már kockázatos.<sup>104</sup> *Feugier*<sup>22</sup> szerint az ér laza kötőszövetes környezete és nagy mobilitása csökkenti a sérülés veszélyét. A gluteális ér-ideg törzs annak ellenére, hogy a *m. gluteus medius* és *minimus* között viszonylag védett helyzetben van, a laterális feltárás során megsérülhet. Ezért a *m. gluteus medius*t az *acetabulum* szélétől 4 cm-nél<sup>29,41</sup> kraniálisabban szétválasztani nem szabad. Ezt saját bonctermi vizsgálataink is megerősítik. *Jacobs*<sup>41</sup> mérései szerint a ventrális ágak átlagosan 6,6, a dorzálisak 8,3 cm-re húzódnak a *trochanter maior* csúcsától. Ezek alapján a szerző egy biztonsági zónát határozott meg a *trochanter* csúcs feletti régióban.

#### e. Poszteroinferior (PI) *quadrans*

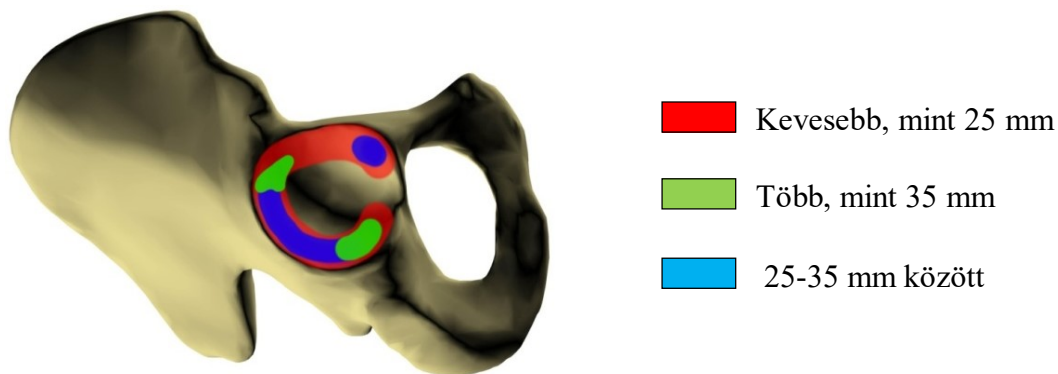
Ebben a régióban veszélyeztetett az *a.* a *v.* és a *n. gluteus inferior*, melyek viszonylag ritkábban sérülnek a környező laza mobilis lágyrészek és a hátsó oszloptól való távolságuk miatt. Legközelebb az *acetabulum*hoz a *spina ischiadica* szintjében vannak. A csont jelentős vastagsága is védelmet nyújt, de 15 mm-nél hosszabb csavarok alkalmazása már kockázatos.<sup>104</sup> A *Feugier*<sup>22</sup> kísérleteiben használt 35 mm-es csavarok a *spina ischiadica* fölött és mögött léptek ki a csontból az *a. glutea inferior* irányába, közel az *a. iliaca interna* törzsének oszlásához. A *n. ischiadicus* a medencéből való kilépésénél az *acetabulum* hátsó falán fekszik. Sérülésének kockázata csökkenthető, ha műtét közben ezt a régiót ujjal tapintva kontrolláljuk.<sup>49</sup> Disztálisabban a rövid kirotátorok interpozitumot képeznek az ideg és a csont között.<sup>10,29</sup> Az *n. ischiadicus* laza lágyrész környezete miatti nagyobb mobilitása is kockázatsökkentő. A *n. peroneus* érintettségének kiemelkedő gyakoriságát az ideg lokalizációja, lefutása és a *hiatus infrapiriformis*on való kilépésének variabilitása<sup>79</sup> magyarázza.

*Liu*<sup>57</sup> szerint, súlyos diszpláziában a primer rotációs centrum 5 mm-rel ventrálisabban és a műtételnél általában használt kisebb protézis vápaméreték miatt disztálisabban van a fiziológiásnál. Ezért a *Wasielowski* rendszer ezekben az esetekben nem alkalmazható. A



probléma megoldására saját számítógépes modellt dolgozott ki.

Kifejezetten operatív szemléletű megközelítés, az *acetabulum* különböző régióiban a csont vastagságának<sup>22</sup> megállapítása [40. ábra].



40. ábra. Az *acetabulum* különböző falvastagságú részeinek topográfiája Feugier nyomán

Mivel ennek leggyakrabban a vápacsavarozásnál van jelentősége, a szerzők a protézis vápa palástjáról sugár irányban induló egyenesek mentén végeztek méréseket.<sup>49,103</sup> A csont vastagsága függ az életkortól a nemtől, a diszplázia súlyosságától és a fúrás irányától.

Az *acetabulum*ban két 35 mm-nél vastagabb régió van.

Az egyik lehetőség az ülőcsont, mely eredésének vetülete azonban kicsi, és a fúrási irány is nehezen meghatározható.

A másik és a csavarozásra legalkalmasabb a PS *quadrans* centruma, ahol a csípőlapát két lemeze között a határt kraniális irányban az SI ízület képezi. Ebbe az irányba akár 60 mm-es csavar is behajtható.<sup>22</sup>



### 1.10. Az autológ szabad graft beültetés biológiája

A csontgraft oszteogenikus, oszteoinduktív és oszteokonduktív tulajdonságokkal rendelkezhet. A beültetendő anyag lehet: autograft, allograft, xenograft, szintetikus anyag, illetve ezek kombinációi. A beépülés folyamata magában foglalja a saját csont immunológiai válaszát, a sejtek proliferációját, migrációját, differenciálódását, és a graft revaszkularizációját. A beépülés minősége függ a graft anyagától, határának szöveti felépítésétől és a beteg szisztémás állapotától. Általánosságban elmondható, hogy az autograftok tulajdonságai a legkedvezőbbek.<sup>5</sup> *Stevenson*<sup>95</sup> kutyákon végzett kísérletek során azt tapasztalta, hogy a host-graft egyesülést befolyásoló tényezők közül nagyon fontos a graft megfelelő beereződése, illetve az immunológiai összeférhetősége a saját csonttal. A spongiózus graftok gyorsabban és teljesebb mértékben ereződnek, mint a kortikális típusúak. (A közlemény kutyákon végzett kísérleteket ismertet. Tapasztalatunk szerint a humán gyakorlatban a kortikális graftok beereződése csak kis mértékben, vagy egyáltalán nem következik be.) A vaszkularizálódást gátolja a besugárzás és az immunszuppresszió. *Sanzén*<sup>84</sup> a graftok beépülésének körülményeit SPECT vizsgálattal követte. Tanulmányából kiderül, hogy a felhasznált graftok felszívódása és annak mértéke nem az idő függvénye. Lényeges faktor a graft minősége, a vápa biológiai állapota, és a graftra eső terhelés mértéke. A nem terhelt részek nagyobb arányban szívódtak fel.

A traumatológiában kiterjedt irodalma van az oszteoszintézis stabilitásának. Az AO besorolása szerint<sup>102</sup> abszolút és relatív stabilitásról beszélhetünk. A szerzők kiemelik a biológiai belső rögzítés jelentőségét, melynek értéke a stabilitással fordított arányban áll. A stabilitás javítása ugyanis az esetek jelentős részében a törési terület feltárásával és interfragmentáris kompresszióval valósítható meg, mely a lágyrészek, különösen a keringés károsodását és a törésgyógyulás esélyének romlását okozza.

A stabil oszteoszintézis direkt csontgyógyulást eredményez.<sup>78</sup> A folyamat a *Havers* csatornák rendszeréből indul ki. Aktiválódott oszteoklasztok fűrőpajzsként behatolnak a kontaktusban lévő csontba, azokat érbimbók benövése és oszteoblasztok proliferációja követi, mely új oszteon kialakulásához vezet. Ennél a gyógyulási típusnál nincs a klasszikus értelemben vett kalluszképződés. A folyamat az indirekt gyógyulásnál lényegesen lassabban következik be.

Ismereteinket összegezve a graft beépülésének szempontjából a befogadó biológiai környezetnek, a kontakt felszínnek nagyságának és az oszteoszintézis stabilitásának van a



---

legnagyobb jelentősége.<sup>53,95</sup>

Biológiai környezet alatt:

- a. Az autológ graftot befogadó közeg vitalitását és **csontminőségét** értem. A környező lágyrészek (izomzat, perioszteum, endoszteum, keringés, beidegzés) megtartása, a jó keringésű, nem szklerotizálódott spongiózus csont alapvető feltételei a beépülésnek.
- b. Mivel a graft inkorporálása érkacsok benövésével kezdődik, ennek sebessége és mértéke alapvetően függ a graft és a befogadó csont kontaktusban lévő **felszíneinek** nagyságától.
- c. Az oszteoszintézis **instabilitása** a kóros mozgások miatt súlyosan károsítja a vaszkularizációt, ezzel kifejezetten hátráltatja a beépülési folyamatot.



## 2. Anyagok és módszerek

A kutató munka módszertani szempontból öt fő tevékenység, illetve helyszín köré csoportosítható. Ezeket az alábbiakban foglaltam össze. Az egyes témák részletes kifejtése a könnyebb áttekinthetőség kedvéért külön alfejezetekben található.

1. Rtg és CT felvételeken méréseket, geometriai vizsgálatokat és számításokat végeztem.
2. Háromdimenziós modelleken a diszplázia térbeli viszonyainak meghatározását, a műtéti technika kidolgozását és geometriai méréseket folytattam, szemléltető modelleket készítettem, szabadkézi ábrákat rajzoltam.
3. Kadávereken a Debreceni Egyetem Pathológiai Intézetében munkatársaimmal anatómiai tanulmányokat folytattunk, méréseket, hajlítási tesztekét végeztünk, kockázati felmérést készítettünk, a műtétet modelleztük és kidolgoztuk az egyes műtétttechnikai lépéseket. A beavatkozáshoz műszerkészletet fejlesztettünk. A stabilitási mérésekhez és a dokumentációhoz preparátumokat készítettünk.
4. Anatómiai preparátumokon a Debreceni Egyetem Biomechanikai Laboratóriumában anyagvizsgáló berendezés segítségével stabilitási méréseket végeztünk.
5. A Debreceni Egyetem Ortopédiai Klinikáján megteremtettük a klinikai bevezetés tárgyi és személyi feltételeit, a műszerkészletet legyártattuk és elkezdtük a módszer alkalmazását.

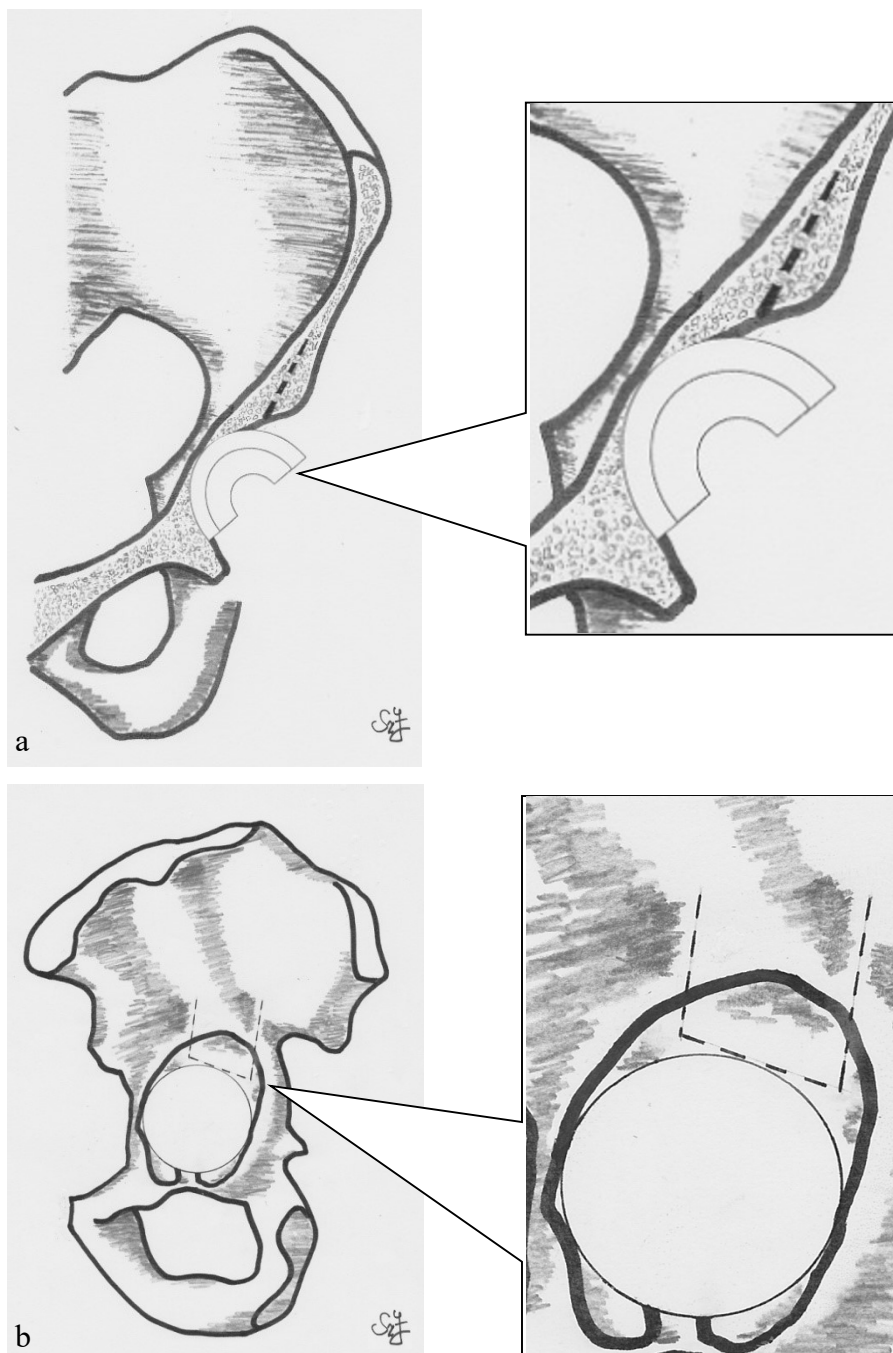
### 2.1. Az Intraosseális Strukturális Graft (ISG) technika

Az eljárást a könnyebb áttekinthetőség kedvéért először vázlatrajzok segítségével ismertetem. A részletes műtéti technikát a Debreceni Egyetem Biomechanikai Laboratóriumában diszpláziás csípőkről, rapid prototyping technikával készült háromdimenziós modelleken, illetve a Debreceni Egyetem Pathológiai Intézetében 10 kadáver 19 csípőjén végzett boncolások és kísérleti műtétek során dolgoztuk ki.

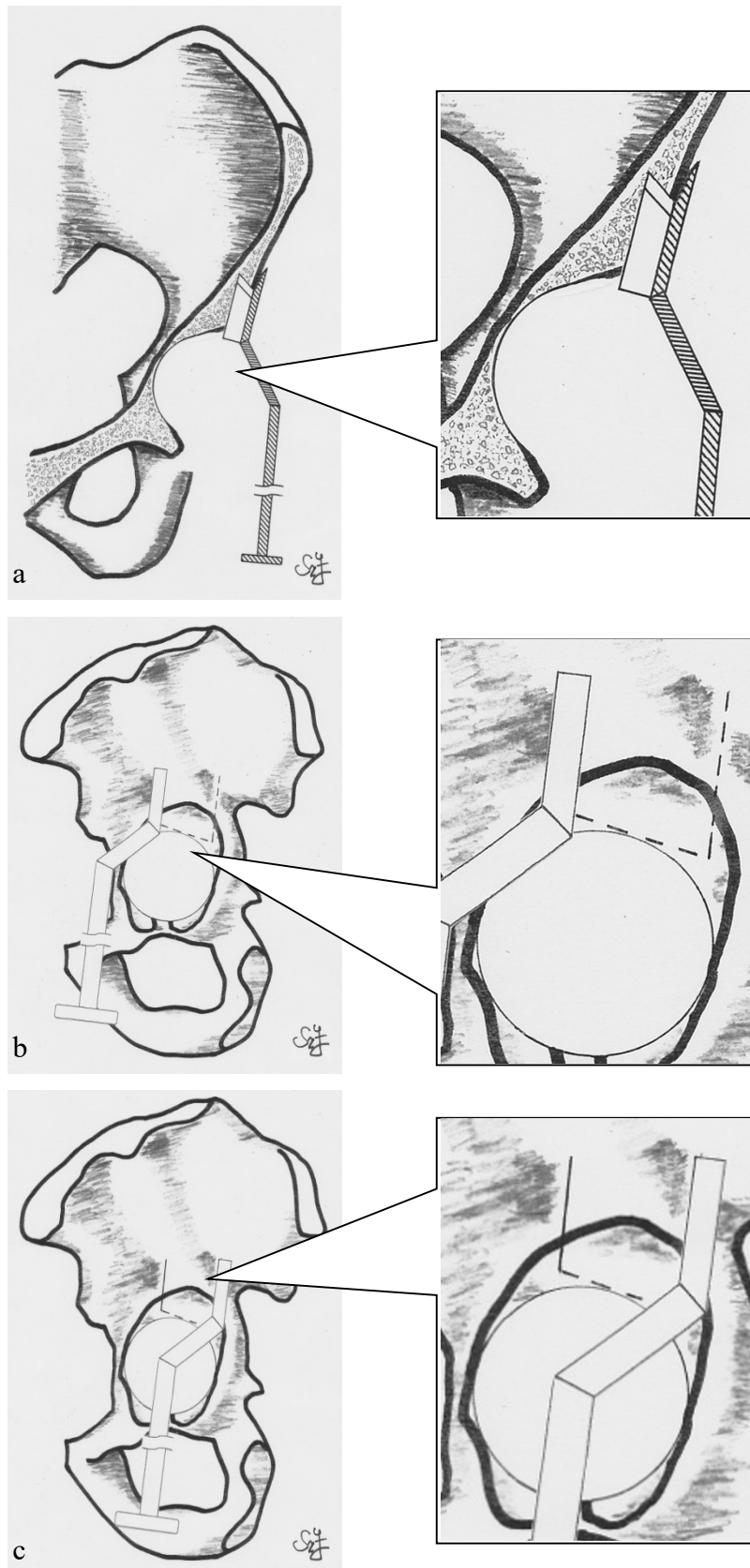
Az ISG technika lényege, hogy az *acetabulum* kraniális részén, a diszplázia következtében kialakult csontdefektusnak megfelelően, egy proximálisan nyelezett kortikospongiózus lemezt alakítok ki, melyet laterális irányba kihajlítok. Az így kialakított térbe ütöm be disztális irányból a combfejből kivágott ék alakú graftot, melyet méretétől függően egy vagy két csavarral

stabilizálok. Vámpamaróval elvégzem a graft modellálását, majd a cementnélküli vápát beütöm [41-46. ábra]. A műtéthez használt T vésőt és a lapvésőt a Műszerfejlesztés fejezetben részletesen bemutatom.

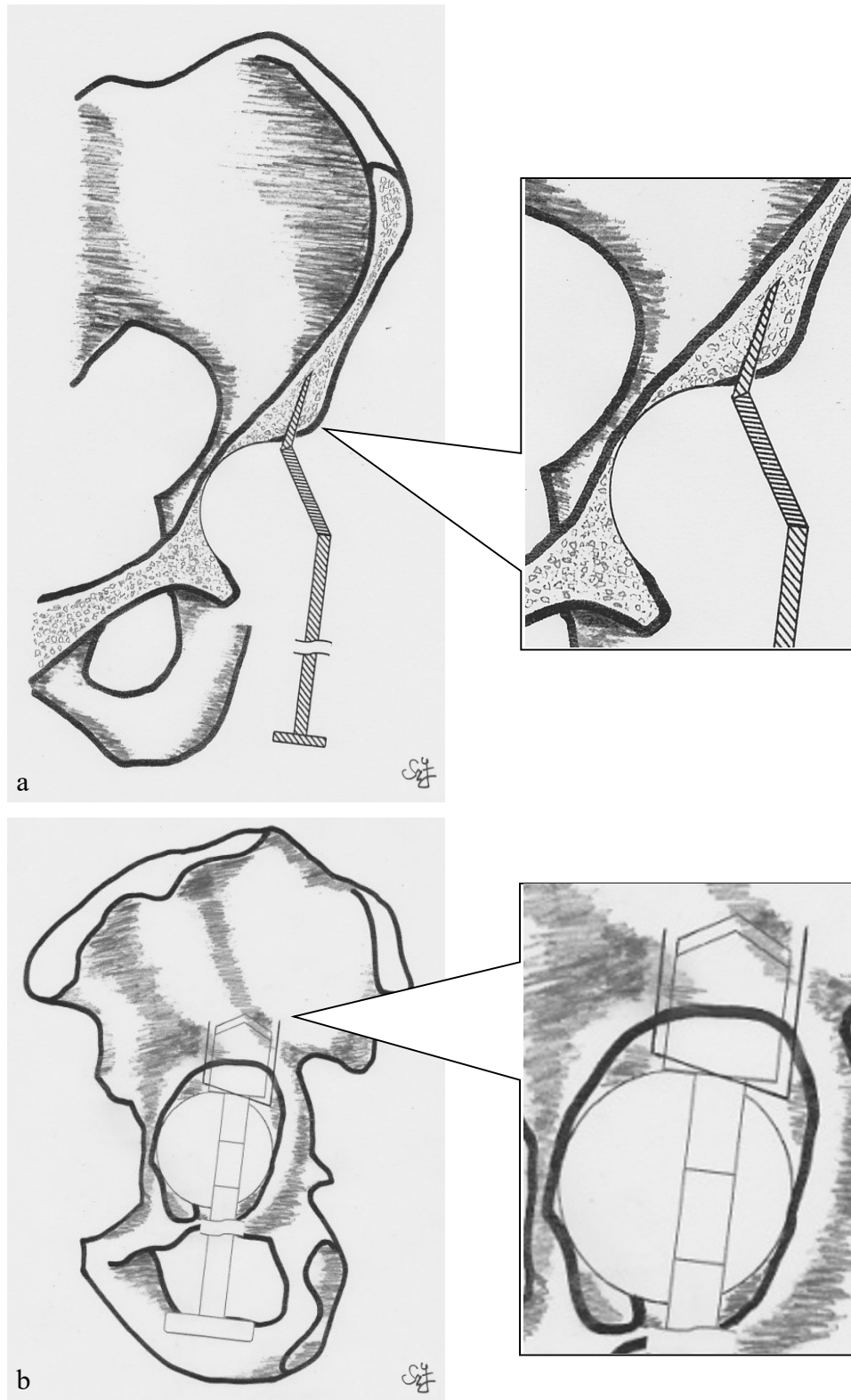
### 2.1.1. Az ISG technika vázlatos bemutatása



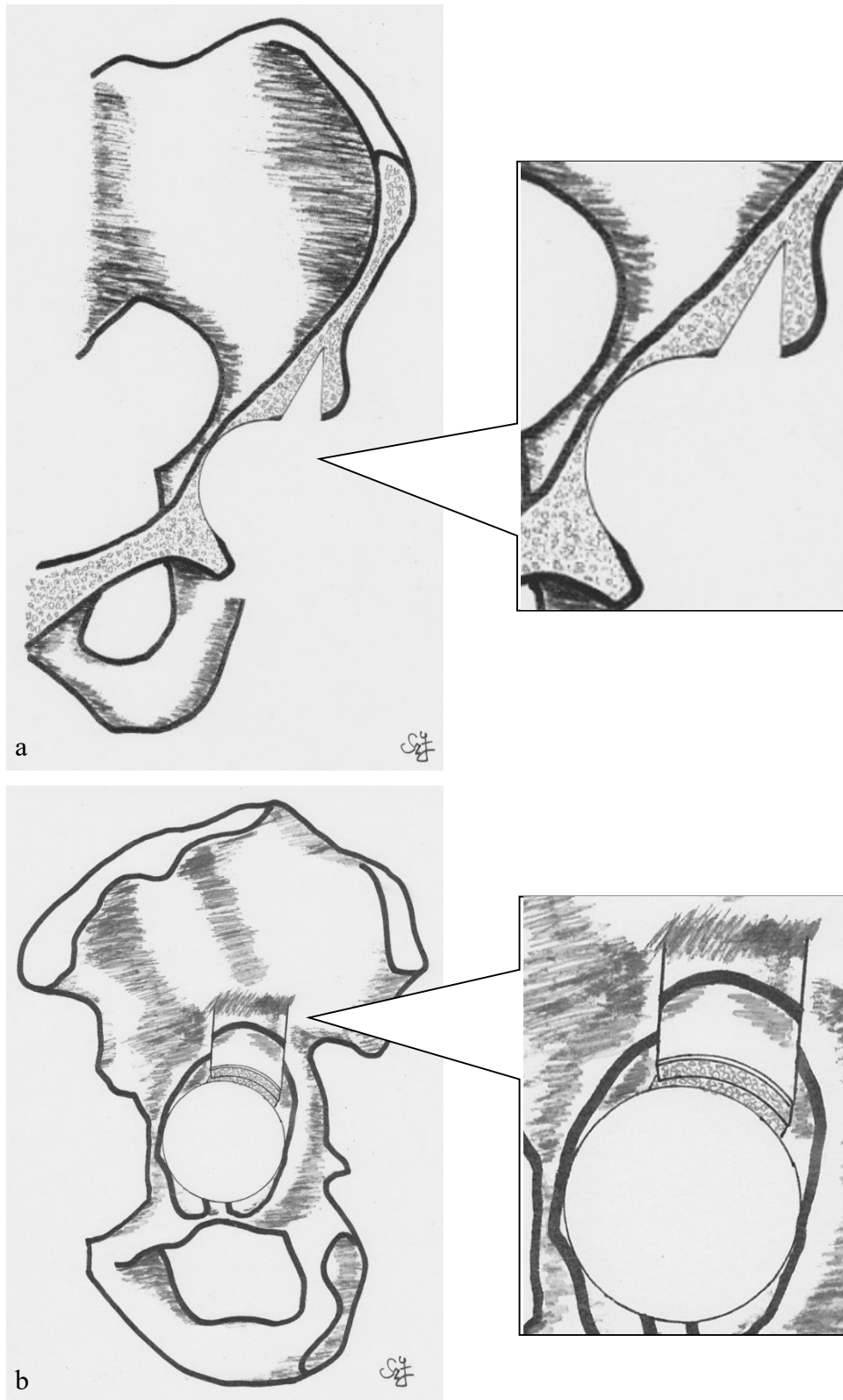
41. ábra. Az *acetabulum* superolaterális részén megtervezem a kialakítani kívánt kortikospongiózus lemezt  
 a. frontális síkú metszet  
 b. oldalirányú nézet



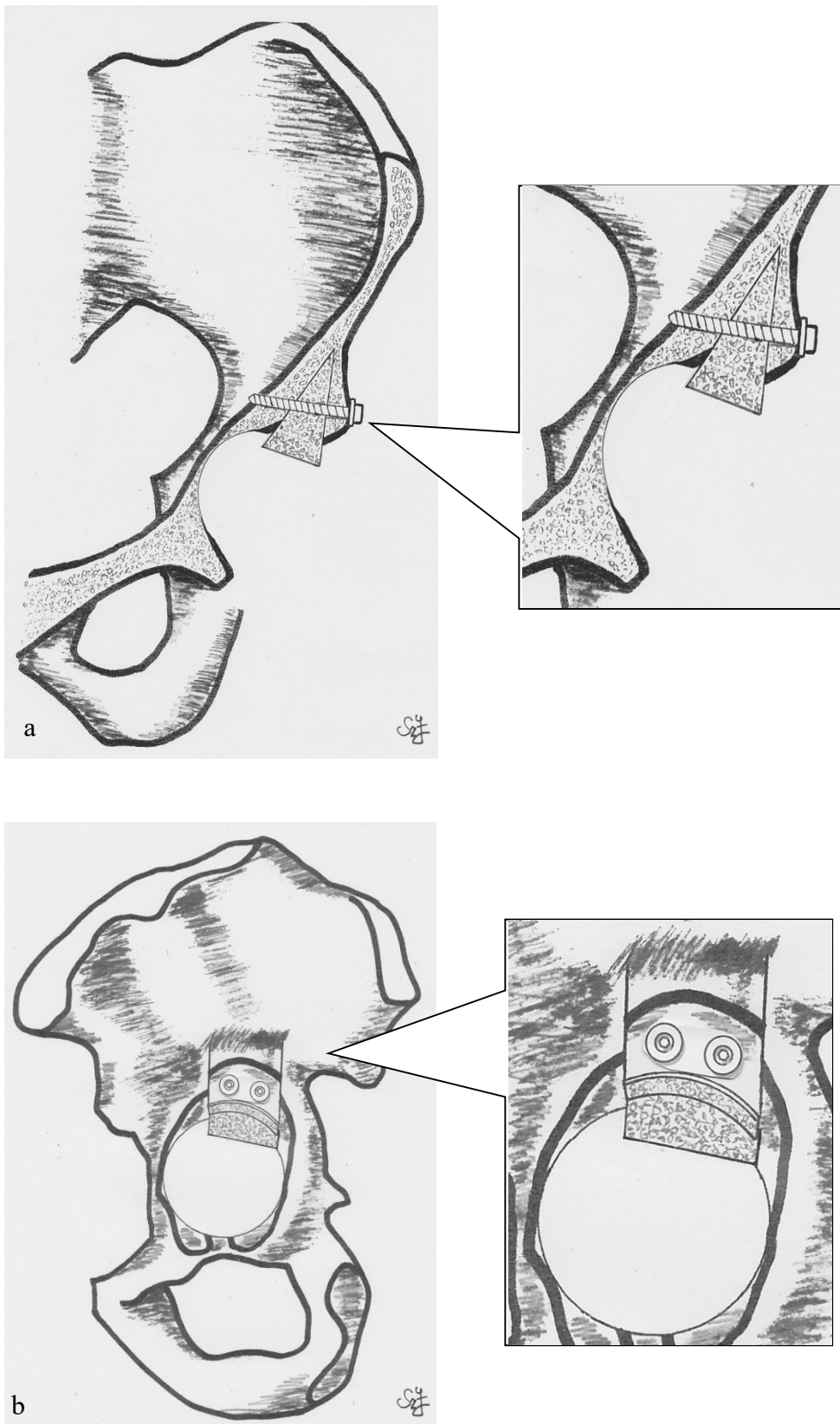
42. ábra. A T véső segítségével elvégzem a frontális síkú oszteotómiákat  
a. frontális síkú metszet  
b.-c. oldalirányú nézet



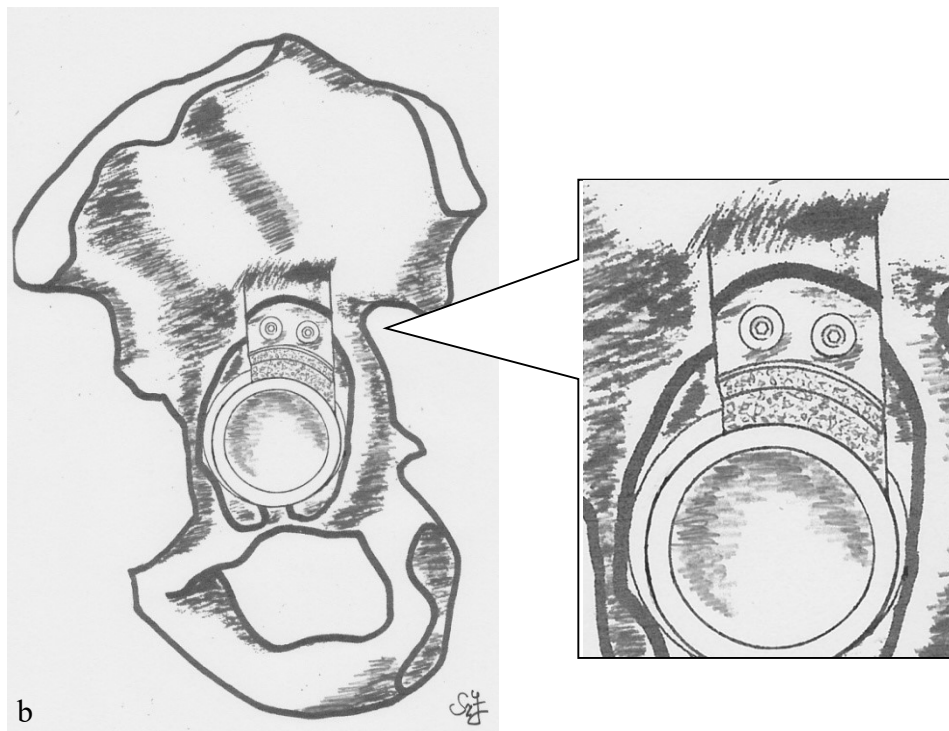
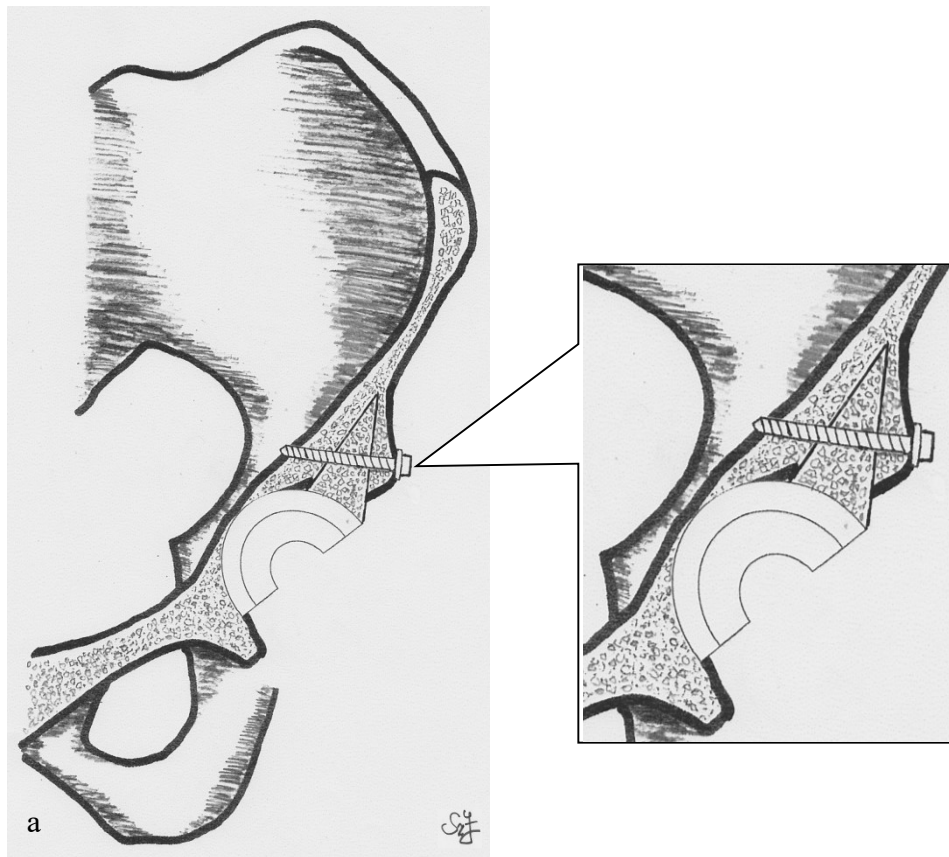
43. ábra. Elvégzem a szagittális síkú osztéotómiát  
a. frontális síkú metszet  
b. oldalirányú nézet



44. ábra. Az így kialakított kortikospongiózus lemezt laterális irányba kihajlítom  
a. frontális síkú metszet  
b. oldalirányú nézet



45. ábra. A kortikospongiózus lemez alá beültöm a femurfejből kialakított graftot és alátétes kortikális csavarokkal rögzítem  
a. frontális síkú metszet  
b. oldalirányú nézet

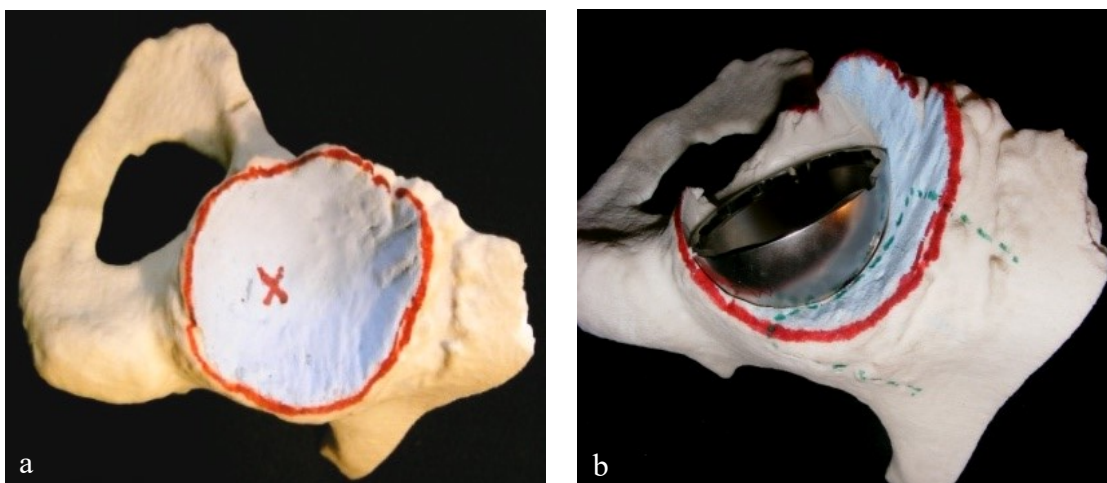


46. ábra. Modellálást követően beültöttem a cementnélküli vágát  
a. frontális síkú metszet  
b. oldalirányú nézet



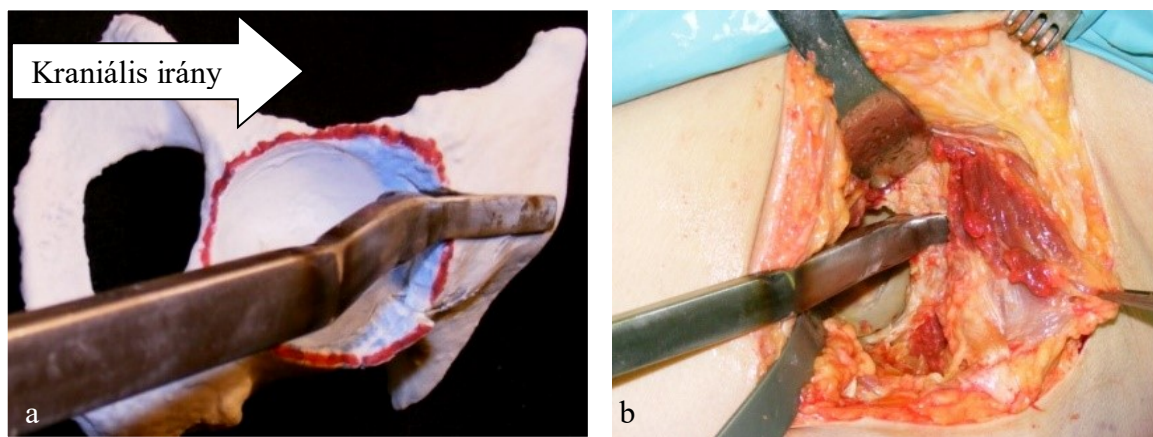
### 2.1.2. Az ISG technika részletes bemutatása

- I. A műtéti technika kivitelezéséhez a *Watson-Jones* szerinti anterolaterális feltárást alkalmazzuk.
- II. A vápamarást a primer rotációs centrumban végezzük. Ezután az *acetabulum* kraniális *quadransában* a próbavápa által kijelölt defektusnak megfelelően a kortikospongiózus lemezt megtervezünk [47. ábra].

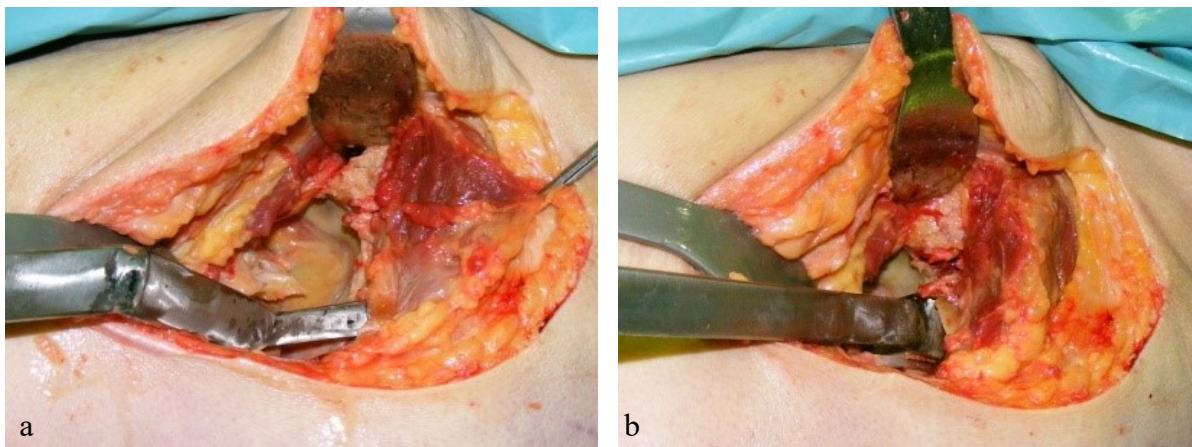


47. ábra. *Hartofilakidis* B típusú diszplázias csípő 3D modellje  
 a. a primer rotációs központot piros X jelöli  
 b. a megtervezett proximálisan nyelezett kortikospongiózus blokkot zöld szaggatott vonal jelöli

- III. Speciális vésőkkel a proximálisan nyelezett kortikospongiózus blokkot kialakítjuk [48-49. ábra].

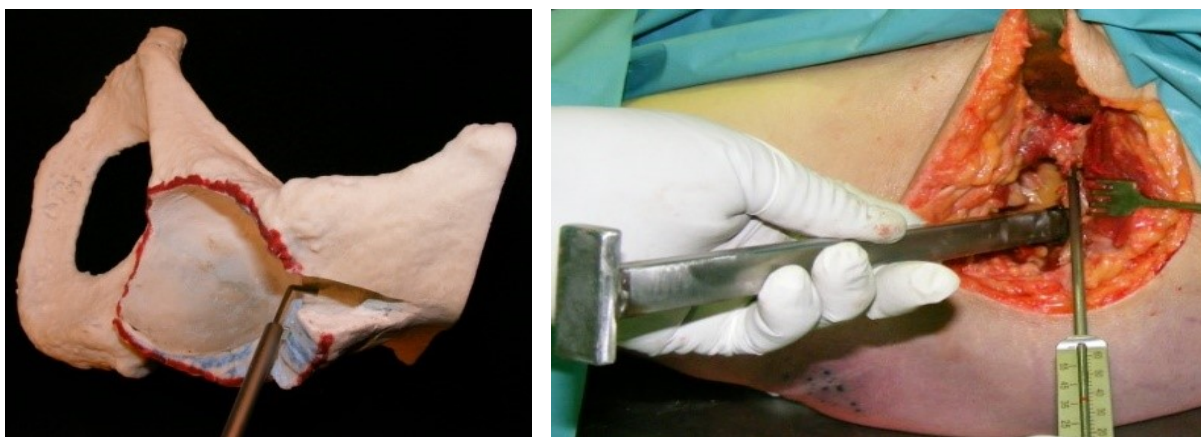


48. ábra. A proximálisan nyelezett kortikospongiózus blokk kialakítása  
 a. a ventrális oszteotómia a frontális síkban 3D modellen  
 b. kadáveren



49. ábra. A proximálisan nyelezett kortiko-szpongiózus blokk kialakítása kadáveren  
a. a dorzális oszteotómia a frontális síkban  
b. a szagittális síkú vésés

IV. A fentiek szerint kialakított csontblokkot óvatosan laterál felé hajlítjuk, a vápa megfelelő fedettségét biztosító mértékig, melyet a próbavápa jelöl ki. A műveletet méréssel ellenőrizzük [50. ábra]. A fokozatmentes hajlítás lehetővé teszi a protézis vápa ideális mértékű fedettségének kialakítását.



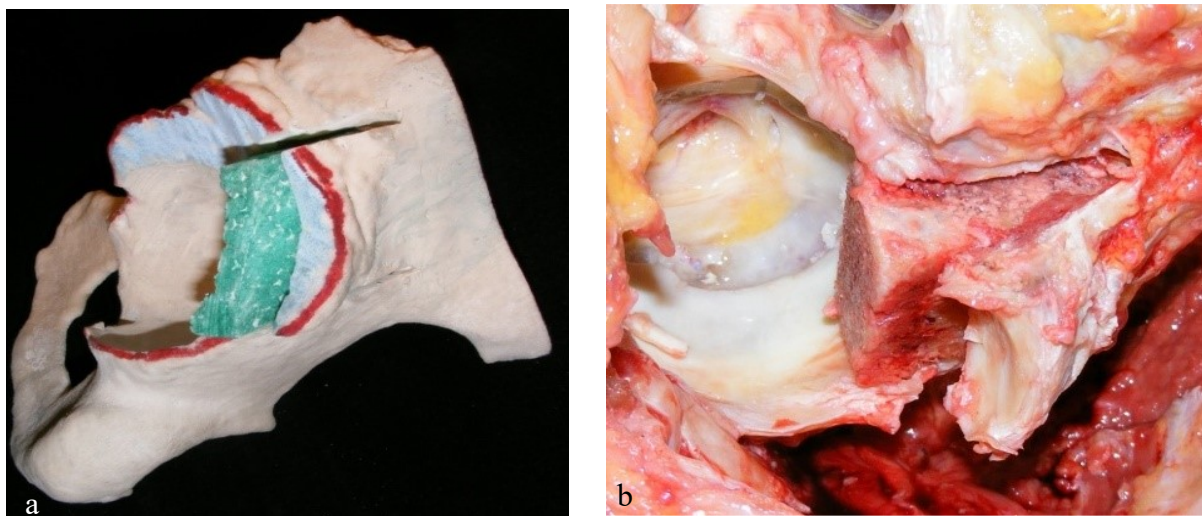
50. ábra. A csontblokk kihajlításának mértékét az erre a célra kialakított mérőeszközzel határozzuk meg

V. A femurfejből a mérésnek megfelelő bázismagasságú ék alakú graftot készítünk [51. ábra].



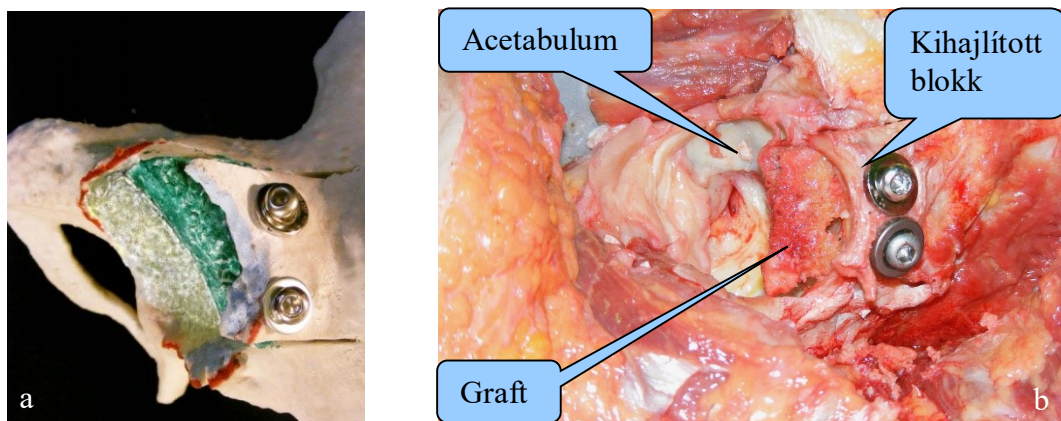
51. ábra. Az ék alakú graft kialakítása a femurfejből

VI. A graftot beültjük a kihajlított csontblokk alá [52. ábra].



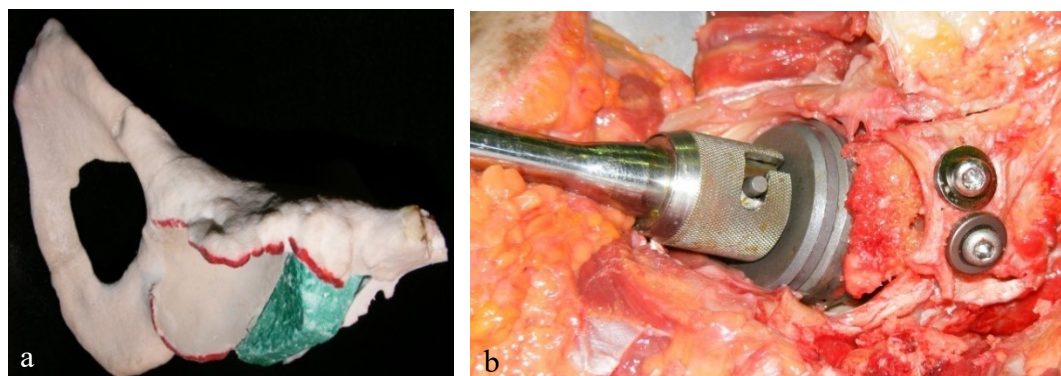
52. ábra. Az ék alakú graft helyzete a kihajlított csontblokk alatt  
a. 3D modellen  
b. kadáveren

VII. A megfelelő stabilitást alátétes kortikális csavarokkal, kompressziós technikával érjük el úgy, hogy azok a protézis vápát stabilizáló csavarozást ne akadályozzák [53. ábra].



53. ábra. A csavaros oszteosztézis  
a. kivitelezése 3D modellen  
b. kadáveren

VIII. A következő lépésben elvégezzük a graft modellálását az előre felmárt vápához [54. ábra].



54. ábra. A graft modellálása  
a. 3D modellen  
b. kadáveren

IX. Utolsó lépésként beütjük a vápát [55. ábra].



55. ábra. Az elkészült vápa beültetés  
a. kivitelezése 3D modellen  
b. kadáveren

X. Amennyiben szükséges, a vápa megfelelő célzás mellett csavarozható.

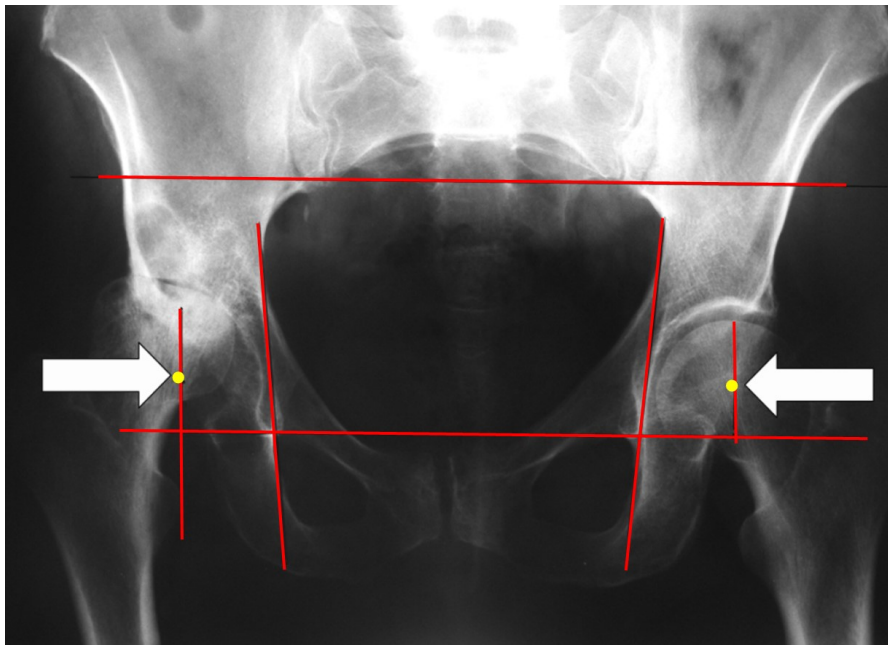
## 2.2. In vitro és ex vivo előkísérletek

### 2.2.1. A diszpláziás acetabulum klasszifikációinak kritikája

A vizsgálat során 16 diszplázia talaján kialakult szekunder csípőízületi artrózisban szenvedő beteg 21 anteroposterior csípő rtg felvételén végeztem méréseket. Azok a betegek kerültek beválasztásra, akik 2007. december 31. és 2008. december 31. között klinikánk ambulanciáján jártak és róluk medence CT felvétel készült.

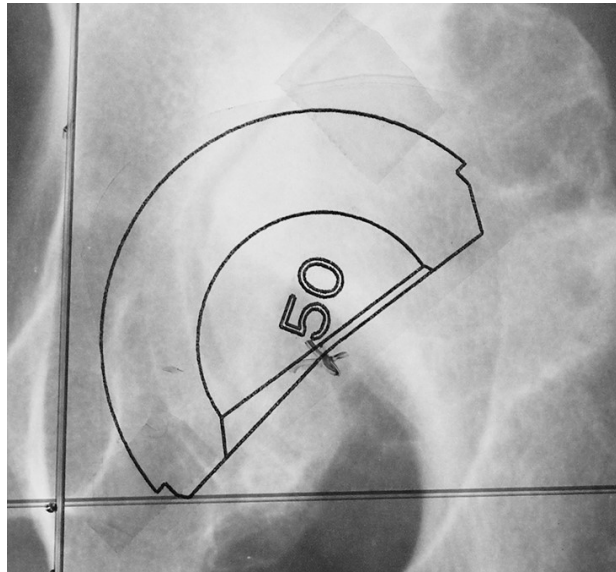
Elkészítettük minden érintett csípő *Hartofilakidis* és *Crowe* szerinti besorolását. Az osztályozást három egymástól független vizsgáló végezte. A vitás esetek elbírálásához elemeztük a rendelkezésünkre álló CT felvételeket.

A diszpláziás csípők primer rotációs centrumának meghatározásához *Fessy* módszerét alkalmaztam [56. ábra]. Az eljárás során a Köhler vonalat és a könnyecseppfigurákat összekötő vonalat felhasználva, egy a férfiakra és a nőkre külön specifikált matematikai algoritmus alapján határozzuk meg a primer rotációs centrum helyét.



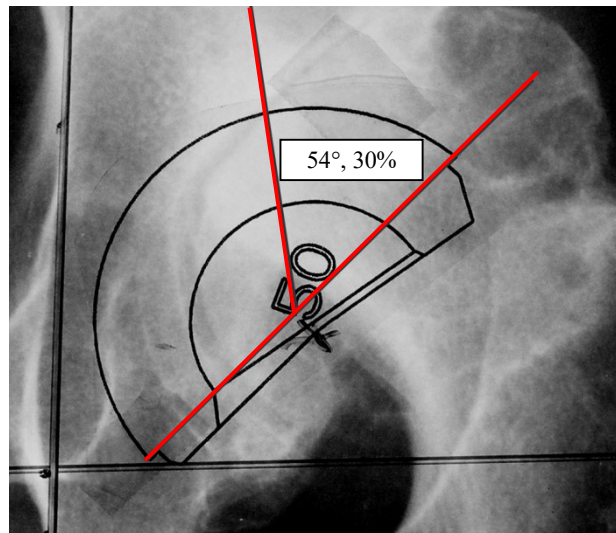
56. ábra. A csípő primer rotációs központjának meghatározása *Fessy* szerint

Ezután a CT felvételen a primer rotációs centrum magasságában lemértem az elülső és a hátsó fal távolságát, így jó közelítéssel megállapíthattam a beültethető vápa méretét. A megfelelő vápasablont a rtg felvételen megszerkesztett rotációs központra centrálva digitális fényképfelvételeket készítettem [57. ábra].



57. ábra. A CT felvétel alapján meghatározott méretű vápa sablon a rtg felvételen megszerkesztett primer rotációs központra helyezve

A fotókon grafikai program (Microsoft Office PowerPoint 2007) segítségével megszerkesztettem a vápa saját csonttal nem fedett részét reprezentáló szöveget, majd ezen érték meghatározása után kiszámoltam a fedetlenül maradt rész arányát a vápa teljes kerületéhez viszonyítva [58. ábra]. Amennyiben a teljes 180°-os fedettséget 100 %-nak tekintjük, akkor 1° 0,55%-nak felel meg.



58. ábra. A vápa fedetlenül maradt részének meghatározása fokokban és százalékban

Az egyes csoportokra kapott adatokat grafikusán ábrázoltam és elemeztem, hogy a vizsgált klasszifikációk és az ezen belüli stádiumok milyen viszonyban vannak a vápa fedettségét jelző mutatókkal. Vizsgálataimból kizártam azokat a magas luxációval járó eseteket, (*Hartofilakidis*

C, Crowe IV) ahol a protetizálás csak speciális technikával, és az *acetabulum* egyértelmű csontpótlási igénye mellett lehetséges.

A kis esetszám miatt statisztikai számításokat nem végeztem.

### 2.2.2. A diszpláziás *acetabulum* 3D modellezése

A probléma megértésének alapvető feltétele volt, hogy a diszpláziás *acetabulum* anatómiai és geometriai tulajdonságait kézzelfogható formában vizsgálhassam. Tekintettel arra, hogy diszpláziás, nem protetizált kadáverek biztosítását a kutatás által igényelt számban elképzelhetetlennek tartottam, alternatív megoldást kerestem. Kutatásaimhoz a DE Biomechanikai Laboratóriumában működő Zprinter 310 típusú 3D nyomtatót [59. ábra] használtam.



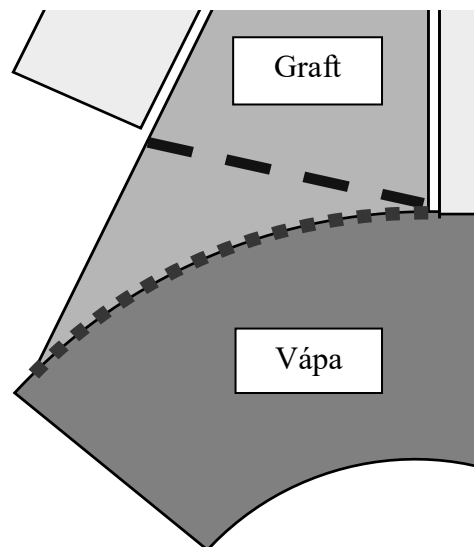
59. ábra. A Zprinter 310 típusú 3D nyomtató

A berendezés szoftveren feldolgozott CT DICOM fájlok alapján háromdimenziós nyomtatási technikával az eredeti objektum léptékhelyes és formailag hű másolatát állítja elő. A tanulmányba történő beválogatást a klinikánkon kezelt diszpláziás betegek körében, azok rgt felvételei alapján végeztem. A *Hartofilakidis* és a *Crowe* klasszifikáció szerint is választottam eseteket. A nyomtatás során a műtétekhez készített CT felvételeket használtuk.

### 2.2.3. A kortikospongiózus lemez hajlíthatóságának vizsgálata

Az ISG technika kivitelezhetőségének egyik alapvető feltétele, hogy a proximálisan nyelezett kortikospongiózus lemez a technika által kívánt mértékig kihajlítható legyen. Vizsgálataim első lépése ennek a hajlítási küszöbnek a meghatározása volt.

A kutatás során a *Hartofilakidis* és a *Crowe* klasszifikációknak megfelelően besorolt csípők rapid prototyping (RP) technikával készült háromdimenziós modelljein végeztem modellezést és méréseket. A magas luxációt jelentő *Hartofilakidis* C, illetve *Crowe* IV. stádiumok nem tartoznak az ISG technika indikációs körébe, ezért ezeket az eseteket kizártam a tanulmányból. Az elkészült modelleken végzett mérések alapján megállapítottam, hogy a csontblokk maximum 15 mm-es kihajlítása elegendő a technika kivitelezéséhez. Ahogy az, a 60. ábrán jól megítélhető, a csontblokk 15 mm-es kihajlítása a vápa fedettségének 46 százalékos, számszerűen 22 mm-es javulását eredményezi.



**60. ábra. A hajlítási küszöb meghatározása**  
A szaggatott vonal a hajlítási küszöböt, a pontozott vonal a vápa fedettségének így elérhető növekedését ábrázolja

A hajlíthatóságot 10 kadáver 19 csípőjén vizsgáltuk. Első lépésként vésővel kialakítottuk a kortikospongiózus lemezt. A hajlítást a csontblokk alá helyezett lapos vésővel végeztük, az eredményt a rugalmas rögzítettség elvesztésekor, a beavatkozáshoz készített mérőeszközön olvastuk le. A 2. kadávernél a tetem alkalmatlansága miatt a jobb oldal feltárásáról lemondtunk.



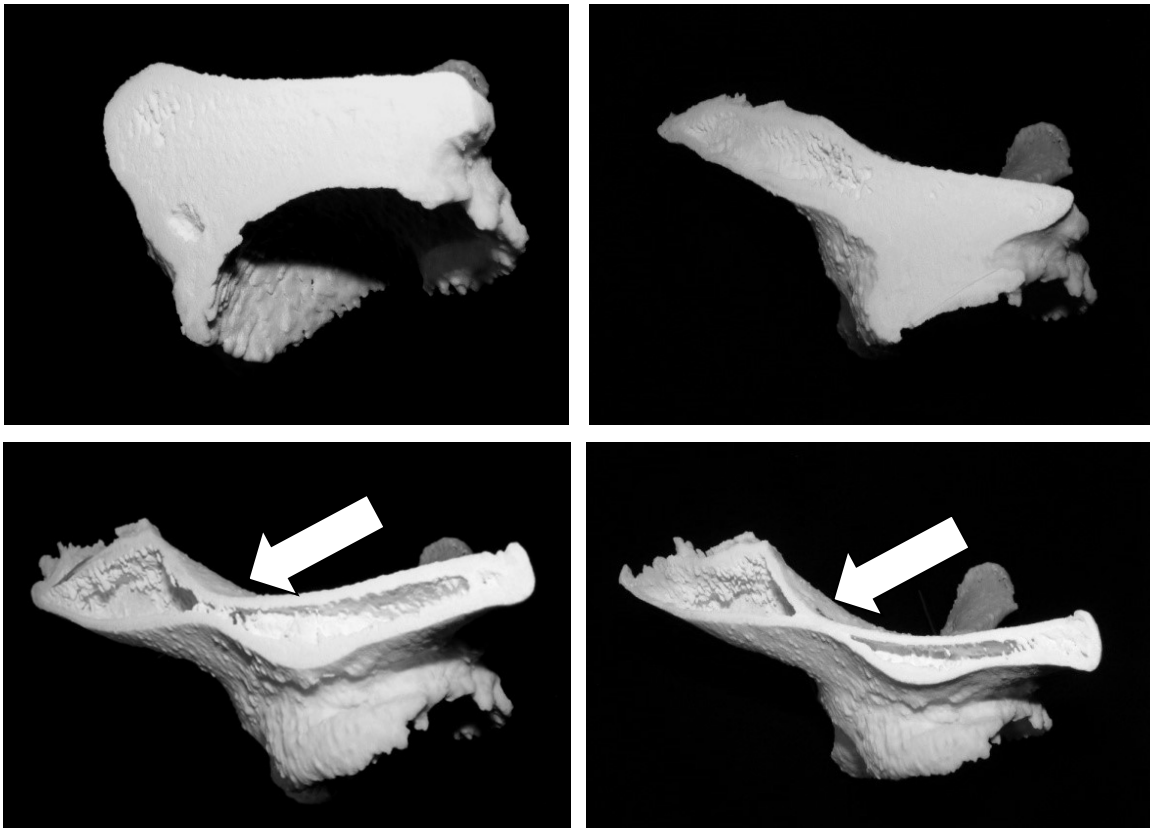
## 2.2.4. Műszerfejlesztés

Az ISG technika hagyományos csontsebészeti eszközökkel kivitelezhető. Bonctermi vizsgálataink során azonban két olyan műtétechnikai nehézségbe ütköztünk, melyekről úgy gondoltuk, hogy azokat célszerszám segítségével hatékonyabban és pontosabban meg tudjuk oldani. Az egyik a kortikospongiózus blokk kialakítása, a másik a blokk kíméletes, a kívánt mértékig történő kihajlítása. Műszerfejlesztésbe kezdtünk, melynek alapvető célkitűzései az egyszerűség, a műszerek jó kontrollálhatósága és a gazdaságosság voltak.

### 2.2.4.1. Morfológiai mérések

#### 2.2.4.1.1.

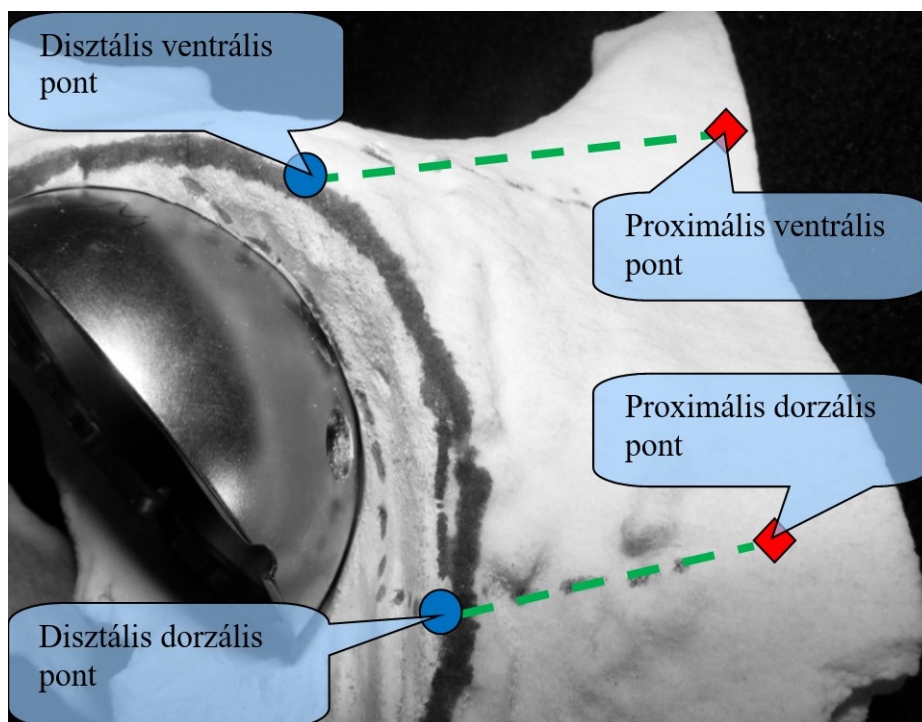
A tervezés megkezdése előtt, a rendelkezésünkre álló 3D modelleken a készítendő eszközök paramétereinek meghatározásához morfológiai méréseket végeztem. A medence modellből, a szupraacetabuláris régióban kraniális irányból kaudál felé haladó horizontális síkú metszeteket készítettem, melyeken jól látható, hogy a csípőlapát kraniál felé jelentősen elvékonyodik. Ez az *acetabulum* dorzális részének megfelelően figyelhető meg legjobban [61. ábra].



61. ábra. A szupraacetabuláris régió horizontális metszetei disztális irányból proximális irányba haladva (jobb oldali csípő)  
A fehér nyilak a medence elvékonyodó részére mutatnak

#### 2.2.4.1.2.

Következő lépésként a szupraacetabuláris régióban kialakítandó proximálisan nyelezett kortikospongiózus lemez négy nevezetes pontján [62. ábra] megmértem a medence falvastagságát. A csontblokkot maximálisan 4x3 centiméteresre terveztem. A méréseket ezért, az *acetabulum* peremén, illetve attól 4 cm-rel kraniálisabban végeztem.



62. ábra. A medence falvastagságának mérési helyei, a megtervezett kortikospongiózus blokk sarokpontjainak megfelelően

#### 2.2.4.2. Műszertervezés

A műszerfejlesztő munka során két feladatot kellett megoldanunk:

1. a kortikospongiózus blokk kialakítása
2. a blokk kíméletes, a kívánt mértékig történő kihajlítása

##### 2.2.4.2.1. A kortikospongiózus blokk kialakítása

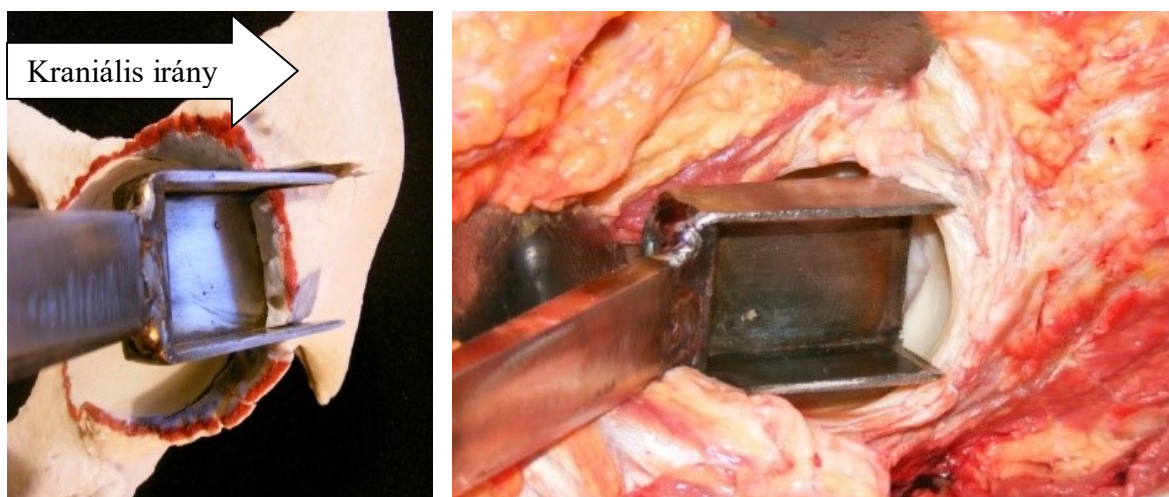
A fejlesztés két elképzeléssel indult. Mindkettőt végigvittük a modellezési és a boncolási fázisokon is. Már a tervezésnél nagy hangsúlyt fektettem a gluteális izomzat védelmére és a kismedencei perforáció elkerülésére.

### 2.2.4.2.1.a. Az „egylépéses” koncepció

Az U alakú, három élű véső a kortikospongiózus blokk egy lépésben történő kialakítását teszi lehetővé [63-64. ábra].



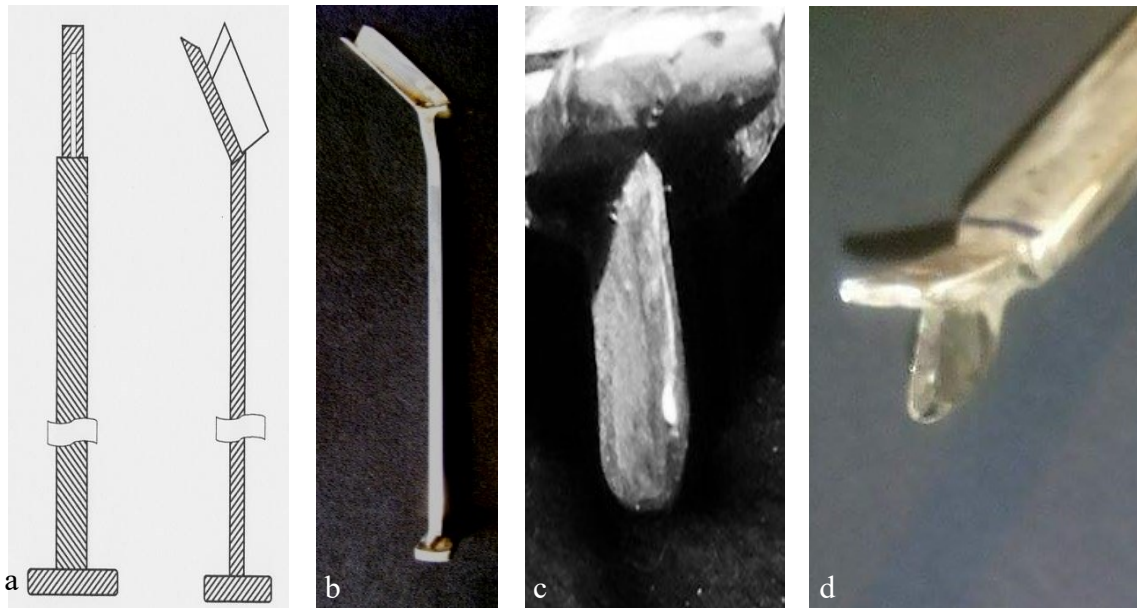
63. ábra. Az U véső  
a. oldal  
b. anteroposzterior nézete



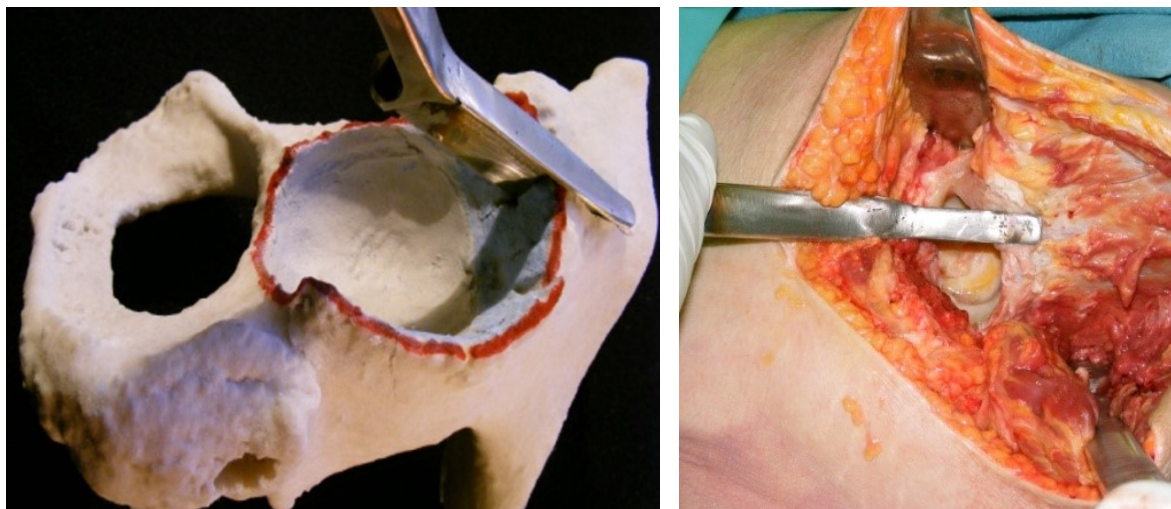
64. ábra. Az U véső használata modellen és kadáveren

### 2.2.4.2.1.b. A „háromlépéses” koncepció

A műszerkészlet két vésőből áll. A T alakú raspator-véső [65-66. ábra] a frontális, a lapos véső [64-65. ábra] a horizontális síkú osztetotómiák kivitelezésére szolgál.



65. ábra. A T véső  
 a. vázlata  
 b. oldalnézete  
 c-d. a vésőfej előlnézete



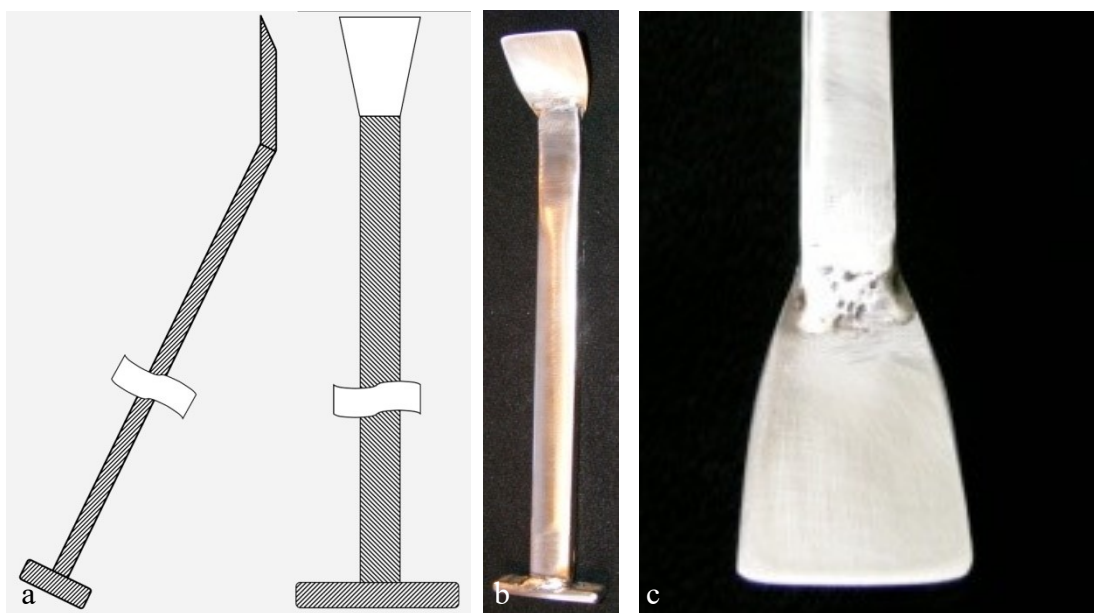
66. ábra. A T véső alkalmazása modellen és kadáveren

A T véső csípőlapáttal párhuzamos pengéje, raspatorszerűen vezeti a műszert a medence külső kortikálisán. Ezáltal egyrészt elkerülhetővé vált a gluteális izomzat roncsolással járó leválasztása, másrészt a függőleges penge szélességének megfelelő megválasztásával kivédhető volt a kismedencei perforáció. Modellkísérleteink alapján a függőleges penge ideális szélességét a perioszteális borítást is figyelembe véve 10 mm-ben állapítottuk meg. A

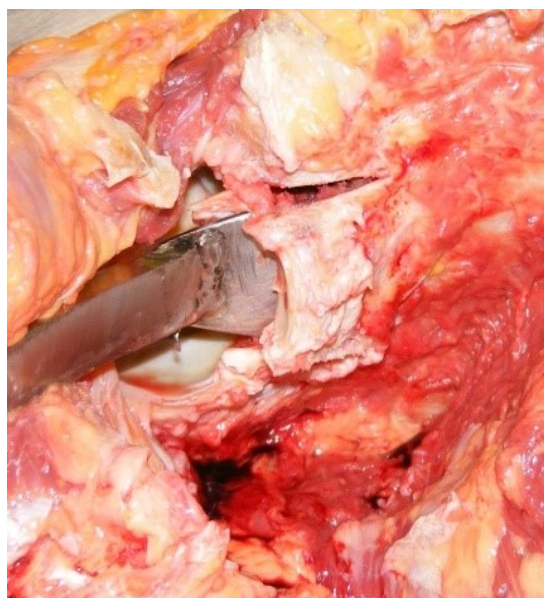
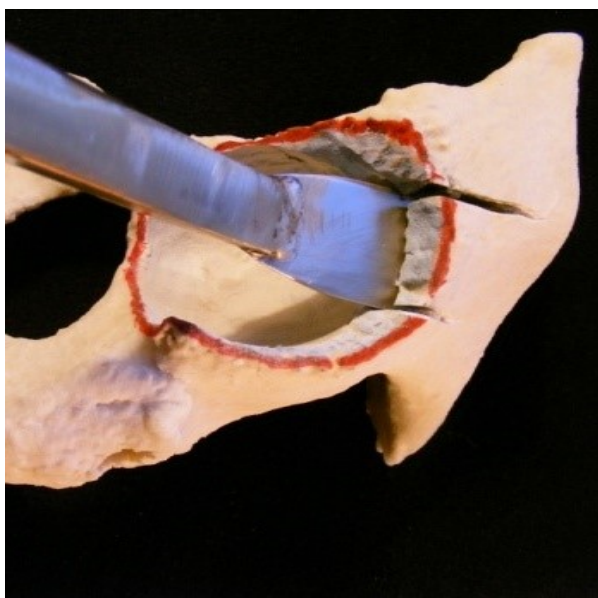


vápaszélthől kraniális irányba tartó vésés hosszát 50 mm-es vápacsésze átmérőig 30, ezen felül 40 mm-ben határoztuk meg.

A szagittális síkú véséshez fejlesztettük az 67. és 68. ábrákon látható eszközt. A vésőfej jellegzetessége, hogy az éle aszimmetrikusan van köszörülve, ezáltal a műszer beverésekor a külső kortikális felé vezetődik. Ez a kialakítás szintén a kismedencei perforáció kockázatának csökkentését szolgálja.



67. ábra. A lapvéső  
 a. vázlata  
 b. felülnézeti képe  
 c. a vésőfej



68. ábra. A lapvéső alkalmazása modellen és kadáveren

### 2.2.4.2.1.c. Módosítások

A fejlesztő munka alapvető koncepciója volt, hogy a műszereket a rendelkezésre álló medence modellek segítségével tervezzük, az elkészült darabokat pedig hasonló modelleken és kadávereken teszteljük. Mivel minden munkafázist, – beleértve a prototípusok elkészítését is – magam végeztem, nem riadtam vissza egy-egy koncepció jelentős módosításától, de teljes elvetésétől sem. A 69. ábrán az első prototípusok láthatóak.

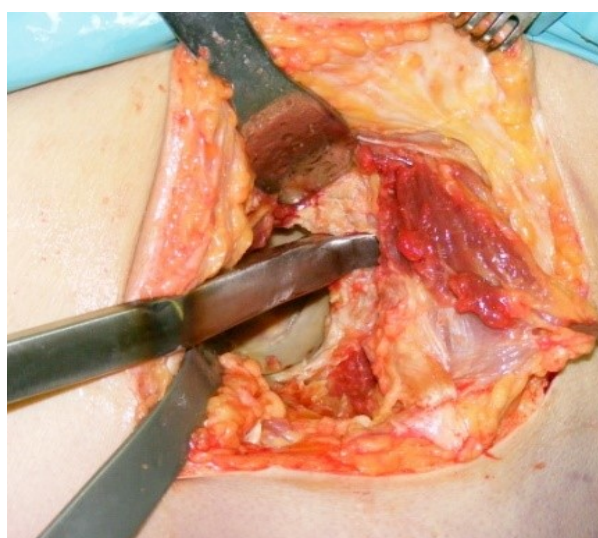


69. ábra. Az első műszerek

A kadáver kísérletek során hamar rájöttünk, hogy az eszközök szára és feje közötti kb. 45°-os szög ugyan javítja a régió megközelíthetőségét, de az ütőerőt rossz irányba vezeti. A probléma kiküszöbölése céljából a szerszámok szárának disztális harmadán, bajonett alakú 30-30°-os megtöretést hoztunk létre [70-73. ábra].



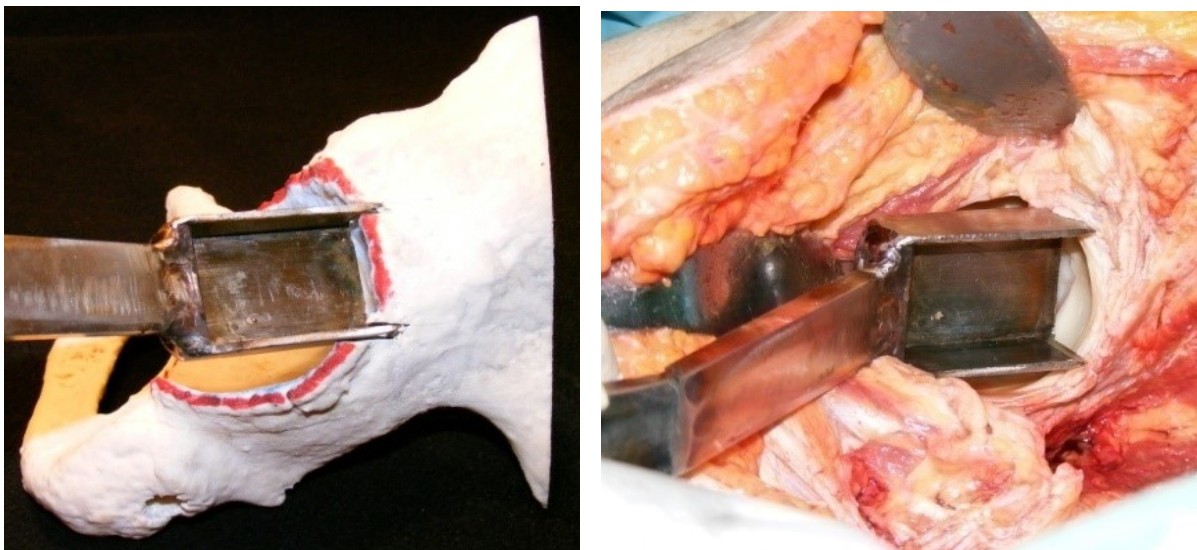
70. ábra. A T véső módosítása  
a. anteroposterior  
b. oldal irányú felvétel



71. ábra. A módosított T véső használata 3D modellen és kadáveren



72. ábra. Az U véső módosítása  
a. anteroposztterior  
b. oldal irányú felvétel



73. ábra. A módosított U véső használata 3D modellen és kadáveren

A módosítás az erőátvitel jelentős javulását eredményezte.

A következő lépésben el kellett döntenünk, hogy a két koncepció közül melyiket fejlesszük tovább. Ehhez elemeztük az egyes eljárásokat.



### Az egy lépéses koncepció

Előnyei:

- gyors
- egyszerű, mert az egyes vésési lépéseket nem kell egyeztetni egymással
- az izomzatot kevésbé roncsolja

Hátrányai:

- a véső vágóéle nehezen kontrollálható, emiatt nagyobb a kismedencei perforáció veszélye
- a vágóél kialakítása miatt a vésés nagy erőt igényel
- a különböző méretű *acetabulum*okhoz méretsorozat szükséges

### A három lépéses koncepció

Előnyei:

- a graft alakja és mérete egyénileg adaptálható
- az egyes lépések kivitelezése kisebb erőt igényel
- a munkafolyamat jobban kézben tartható, kontrollálható

Hátrányai:

- lassúbb, az egyes lépések egyeztetése több egyéni megfontolást igényel
- a gluteális izomzatot valamivel jobban roncsolja
- a műszerkészletből balos-jobbos kivitel szükséges

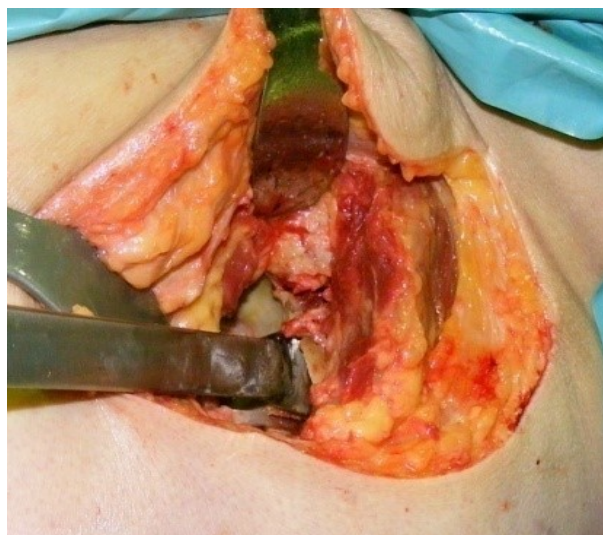
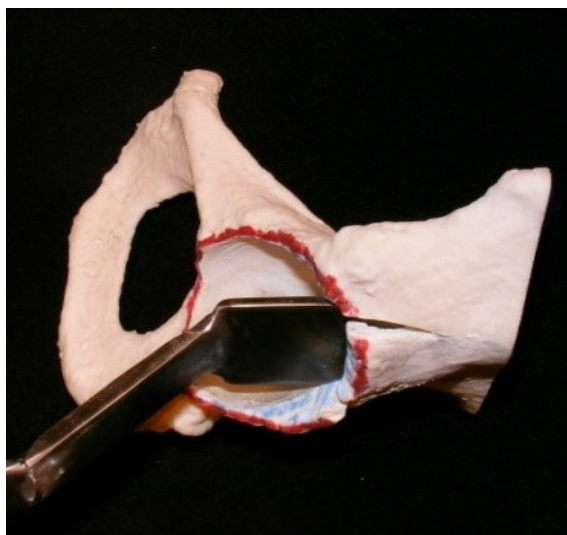
A prototípusok tesztelése során azt tapasztaltuk, hogy az U vésőt még a javított mechanikai körülmények között is, igen nagy erővel kell ütni a szubkondrális csonton történő áthatoláshoz. Tovább nehezítette a helyzetet, hogy az eszközzel mérete, alakja miatt nehéz volt az *acetabulum*ban manőverezni. Az is gyakran előfordult, hogy a kivésett kortikospongiózus blokk annyira beleszorult a szerszámba, hogy azt csak a környezetéből kiszakítva tudtuk eltávolítani.

A megfigyeléseket értékelve az egy lépéses koncepció elvetése mellett döntöttem.

A lapvéső szárán alkalmazott módosítás mellett a fejét is újraterveztem. Az új hegyes kialakítás, a szerszám biztosabb megindítását és jobb kontrollálását teszi lehetővé [74-75. ábra]. Az aszimmetrikus köszörülést az egyértelműen jó tapasztalatok miatt megtartottam.



74. ábra. A lapvéső végleges formája  
a. anteroposterior  
b. oldal irányú felvétel

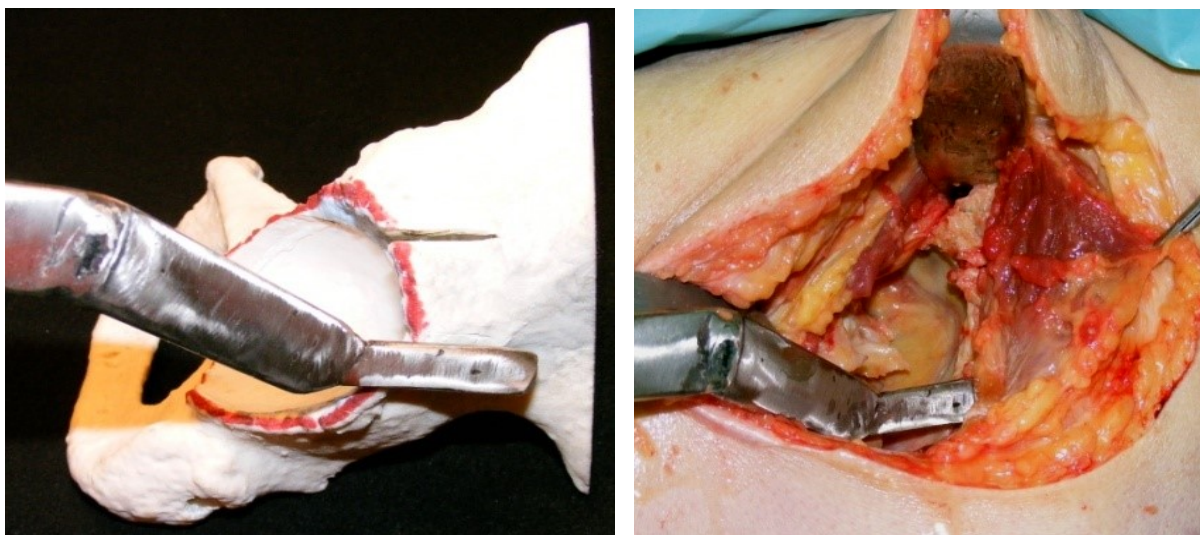


75. ábra. A végleges formájú lapvéső használata 3D modellen és kadáveren

A T véső szárának megtörése az erőátvitel javulása mellett a ventrális hozzáférést is jelentősen javította. Dorzálisan azonban komoly akadályt jelentett a hátrafelé eltartott proximális femurvég. A probléma megoldását a véső szárának kétsíkú, a szagittális és a frontális síkban is 30-30°-os megtörésében találtam meg [76, 77. ábra].



76. ábra. A T véső végleges formája  
a. anteroposterior  
b. oldalirányú felvétel



77. ábra. A T véső végleges formájának használata 3D modellen és kadáveren

A bonctermi felvételen jól látható, hogy a módosítás a hátsó-felső vápászélen történő célzást milyen nagymértékben megkönnyíti. A módosítás miatt a T vésőből jobbos és balos kivitel készleten tartása is szükséges.

#### 2.2.4.2.2. A kortikospongiózus blokk kihajlítása

A blokk megfelelő mértékű kíméletes kihajlításához először egy két részből álló kombinált szerszámot készítettem [78. ábra].

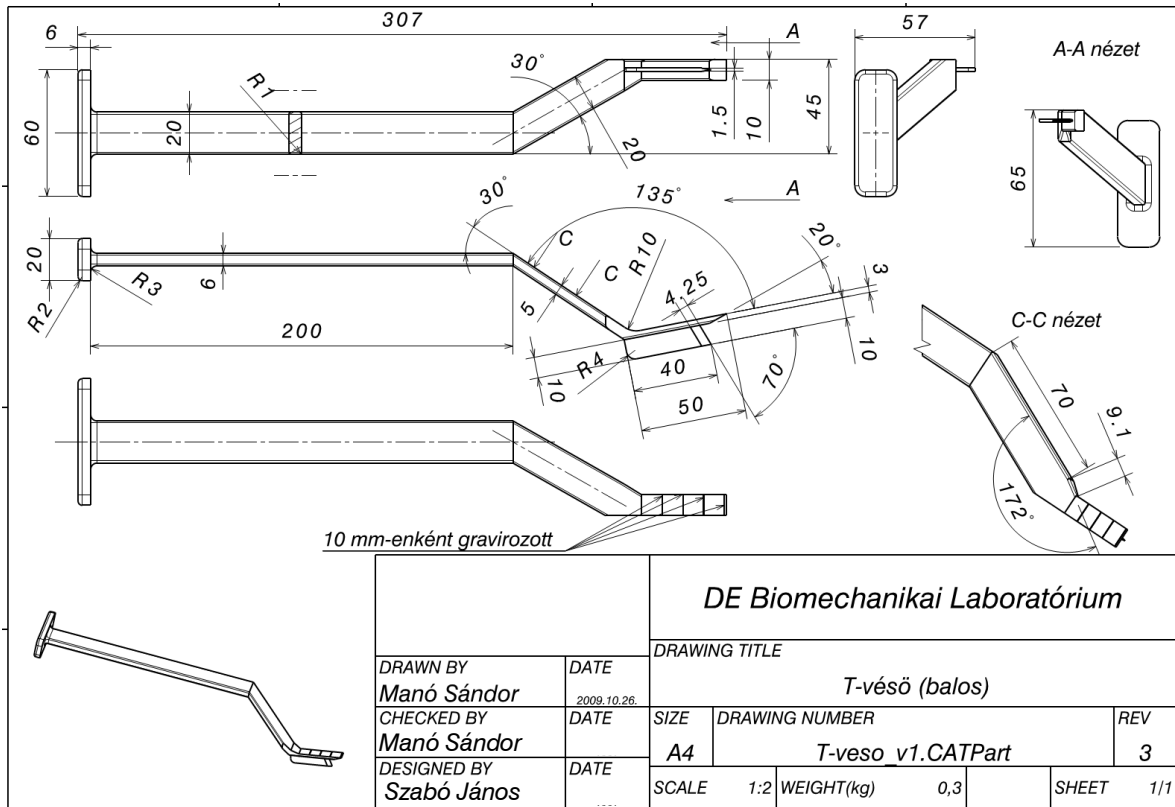


78.ábra. A hajlító eszköz és használata 3D modellen

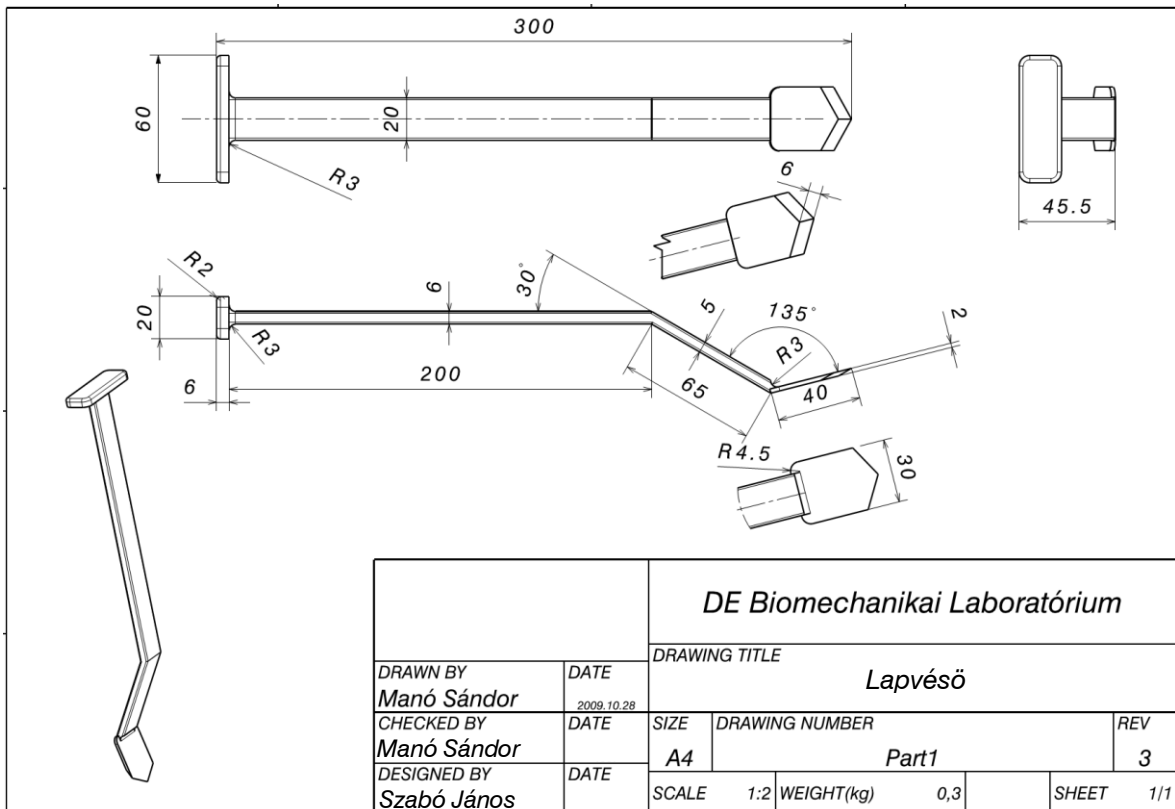
A fogó két körmével az *acetabulum* peremén támaszkodik. A menetes szár végén lévő szabadon elforgatható emelőnyelvet kell a csontlemez alá, az oszteotómia részébe illeszteni. A markolat forgatásával emelő hatást érhetünk el. A rendszer nagy előnyének tartottam, hogy a csontblokk menetes szárral történő felemelése rendkívül kíméletesen, jó kontroll mellett vihető ki. Mivel a műszer a vápaszélre támaszkodik, használatával, a blokk felemelése során elkerülhető a vápafének beszakadása. A szár kalibrálásával az eszköz mérésre is alkalmassá tehető. A prototípus biztatóan szerepelt a modell teszteken, de a kadáver kísérletek során használata olyan nehézkesnek bizonyult, hogy további fejlesztéséről lemondtam.

#### 2.2.4.3. A végleges műszerkészlet elkészítése

A prototípusok alapján elkészítettük a kiviteli terveket [79-80. ábra] és egy finommechanikai céggel a műszerkészletet műtői használatra alkalmas minőségben legyártattuk.



79. ábra. A T véső kiviteli tervei



80. ábra. A lapvéső kiviteli tervei

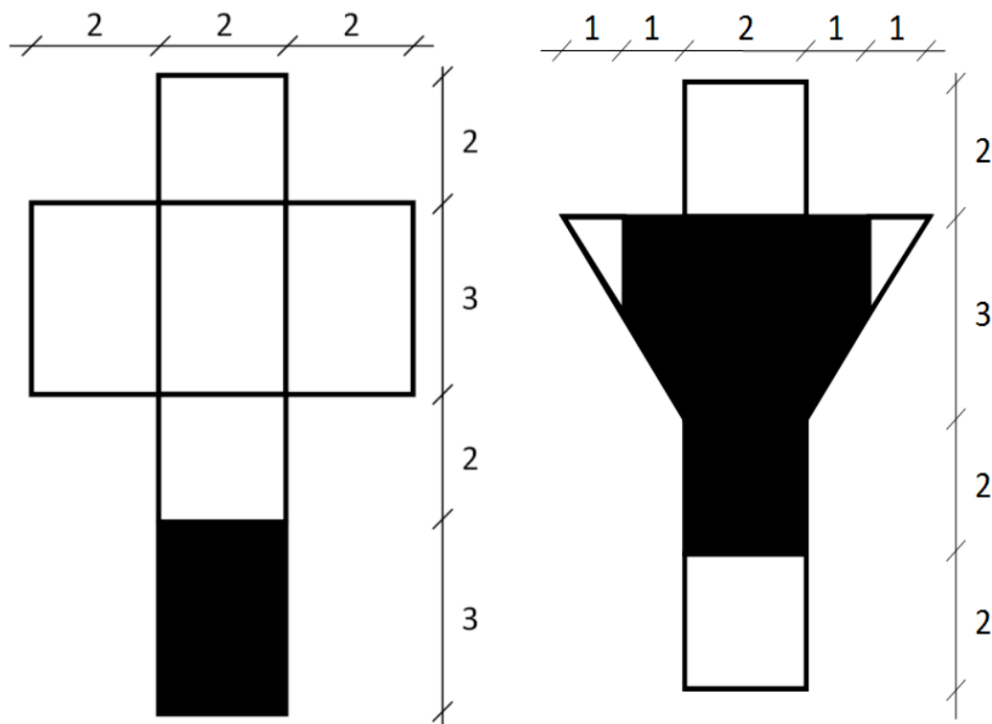
### 2.2.5. Az autológ szabad graft beültetés kérdése

Az ISG technika legfontosabb eleme a femurfejből kialakított autológ szabad graft beültetése az *acetabulum* defektusának pótlására. Az eljárás a 1.10. fejezetben részletezett szempontok alapján három kérdés köré csoportosul:

1. Milyen a recipiens és a graft egymással kontaktusba kerülő felszíneinek aránya?
2. Milyen a kontaktusba kerülő csontok biológiai minősége?
3. Milyen a graft rögzítésére alkalmazott oszteoszintézis primer stabilitása?

#### 2.2.5.1. A kontakt felszínek arányának meghatározása

Az egyes technikákhoz szükséges graftokat 3x2x2 cm-es blokkokból alakítottuk ki. A méretek ismeretében megszerkesztettem az egyes technikáknál alkalmazott graftok hálósan kiterített nézeti rajzát. A 3D nyomtatványokon végzett modellezés alapján meghatároztam a graftok minden oldalán a kontaktusba kerülő felszínek lokalizációját, majd kiszámoltam azok területét [81. ábra].



81. ábra. A kontakt felszínek (sátrózott területek) nagysága *Harris* plasztika, illetve ISG technika alkalmazása során



### 2.2.5.2. A kontaktusba kerülő csontok biológiai minősége

A biológiai minőséget számos tényező határozza meg:

- A csont spongiosus és kortikális részének aránya
- A csont szklerotizáltságának mértéke
- Az intraosseális ciszták jelenléte, vagy hiánya
- A perioszteum és a környező izomzat állapota
- A környező csont vaszkularizáltságának mértéke és minősége
- A befogadó szervezet általános állapota, egyéb betegségek, állapotok

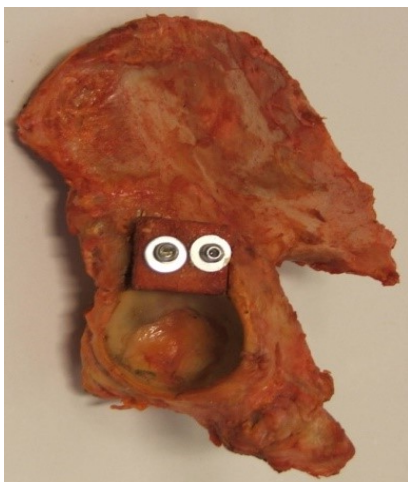
Ezen szerteágazó tényezők vizsgálata meghaladja dolgozatom kereteit és lehetőségeit, ezért ilyen irányú méréseket, kísérleteket nem végeztem. A téma elméleti vonatkozásait a 2. és a 3. fejezetben is tárgyalom.

### 2.2.5.3. Az oszteoszintézis primer stabilitásának vizsgálata

A kísérleteket a Debreceni Egyetem Pathológiai Intézetében, a méréseket a Debreceni Egyetem Biomechanikai Laboratóriumában Instron 8874 típusú anyagvizsgáló berendezés segítségével végeztük.

10 kadáver 20 fél medencéjét távolítottuk el. A beavatkozást a *crista iliacara* kiterjesztett anterolaterális feltárásból végeztük. Az *os pubis* és az *os ischii* szárainak átvágása után felvéstük a *sacroilicalis* ízületet és az *acetabulumot*, valamint a csípőlapátot magában foglaló preparátumot az izomzat tompa leválasztása után eltávolítottuk.

10 ISG és 10 Harris technika szerinti preparátumot készítettünk [82. ábra]. A Harris plasztika a napjainkban elterjedt formájában került kialakításra. A graftokat az azonos oldali combfejből kivágott 2x2x3 cm-es blokkokból alakítottuk ki.



82. ábra. A Harris plasztikát (a.) illetve az ISG technikát (b.) modellező specimének

A mérési módszer kidolgozása során három alapvető kérdéscsoportot kellett tisztáznunk:

**2.2.5.3.1.** Hogyan határozzuk meg a grafra ható nyomóerő irányát, nagyságát és a mérni kívánt elmozdulás mértékét?

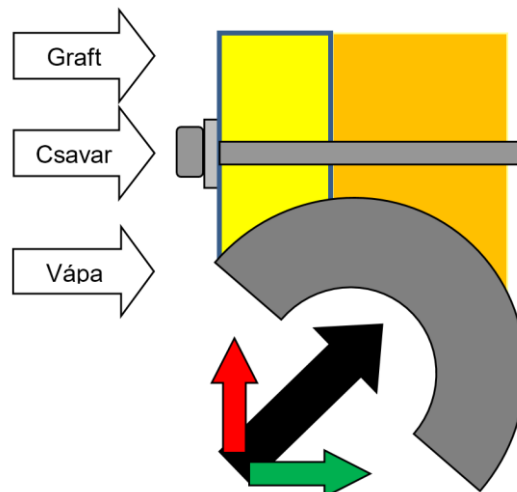
**2.2.5.3.2.** Hogyan küszöböljük ki a mérő rendszerben jelentkező nem kívánatos elmozdulásokat?

**2.2.5.3.3.** Hogyan biztosítsunk azonos mérési feltételeket?

**2.2.5.3.1.** A grafra ható nyomóerő irányának, nagyságának és a mérni kívánt elmozdulás mértékének meghatározása

**2.2.5.3.1.1.**A nyomóerő iránya:

A cementnélküli vápa beütése során, a frontális síkban 45°-os szögben ható erő ébred [83. ábra].



**83. ábra. A Harris plastika sematikus vázlata**  
 A vápa beütése során ható erő vektoriális felbontása. A fekete nyíl a beütő erő vektorát, a piros nyíl a beütő erő kraniális, a zöld nyíl a beütő erő horizontális erővektorát szimbolizálja

Ezt az erőt felbonthatjuk egy, a test hossz tengelyével párhuzamos (piros nyíl) és egy arra merőleges (zöld nyíl) komponensre. A graft esetleges instabilitásáért a terhelési viszonyok miatt a kraniális irányú komponens a felelős, ezért a kísérletek során a test hossz tengelyével párhuzamos, kraniális irányú nyomás hatására kialakuló elmozdulást mértük. Mivel az anyagvizsgáló berendezés felépítéséből adódóan nyomóerőt egyszerűbben tud felülről lefelé kifejteni, a modelleket „fejfel lefelé” fogtuk be az anyagvizsgáló berendezés gépsatujába.

**2.2.5.3.1.2.** A nyomóerő nagyságának változását úgy definiáltuk, hogy a vizsgálat során a graftot 10 mm/perc sebességgel egyenletesen toltuk a kívánt elmozdulás létrejöttéig, miközben mértük az ehhez szükséges nyomóerőt.

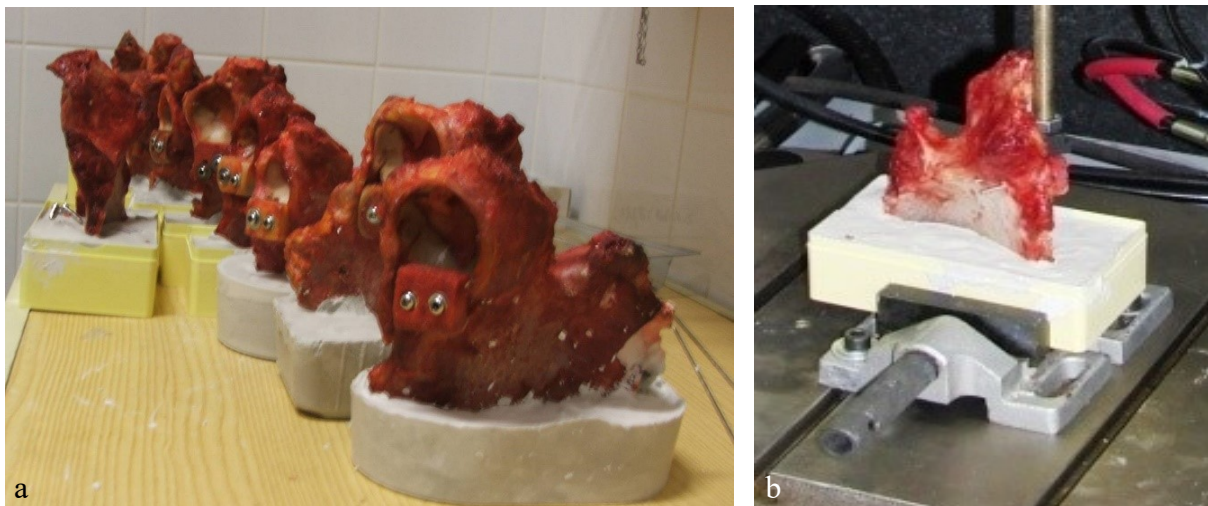
### 2.2.5.3.1.3. A mérni kívánt elmozdulás mértékének meghatározása:

A cementnélküli vápa beültetése során az *acetabulumot* a szokásos technika szerint (a vápacsésze méretétől függően) 1-2 mm-rel kisebbre marjuk fel. Ez azt jelenti, hogy kranialis irányban mérve a befogadó csont, a vápa beütése során 1-2 mm-t zömül. A graft, amennyiben megfelelő primer stabilitással rendelkezik, ugyanennyit komprimálódik. Ha a stabilitás nem elegendő, akkor a graft nem zömülni fog, hanem kranialis irányban elmozdul. Ennél nagyobb diszlokáció esetén megszűnik a beültetett protézis vápa és a graft közötti kontaktus. A fentieknek megfelelően az anyagvizsgáló berendezés által rajzolt erő-elmozdulás görbéken az 1 mm-es elmozduláshoz tartozó erő értékeket olvastuk le.

### 2.2.5.3.1. A mérő rendszerben jelentkező nem kívánatos elmozdulások kiküszöbölése

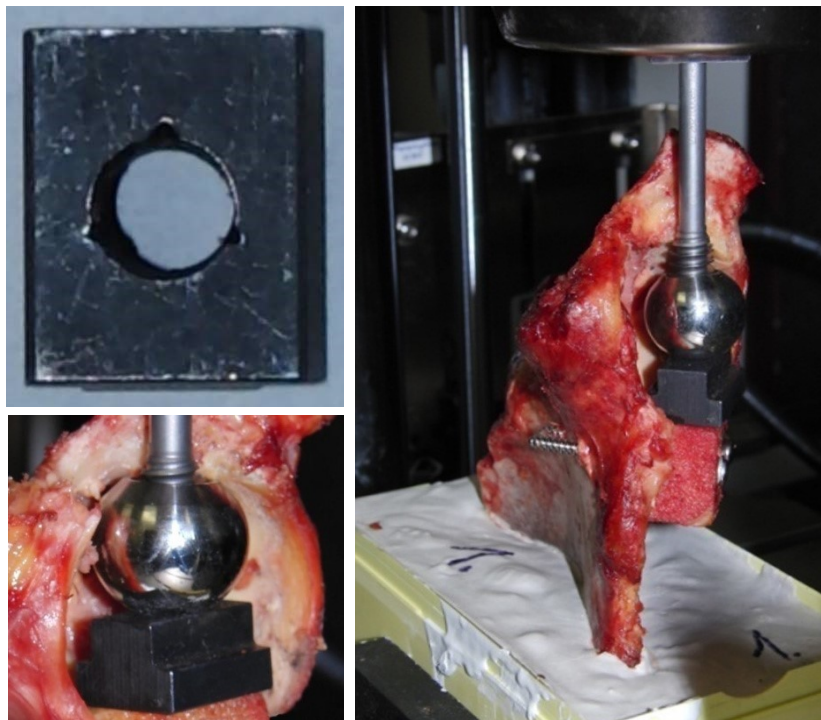
Biztosítanunk kellett, hogy a mérőrendszerben a graft és a medence között kialakuló elmozduláson kívül semmilyen egyéb mozgási lehetőség ne legyen.

**2.2.5.3.1.1.** A specimen és a mérő berendezés közötti mozgási lehetőséget úgy küszöböltük ki, hogy minden egyes modellt gipszblokkba öntöttünk. A blokkokat gépsatuban rögzítettük [84. ábra].



84. ábra. A specimenek rögzítése  
a. a gipszblokkokban  
b. a gépsatuban

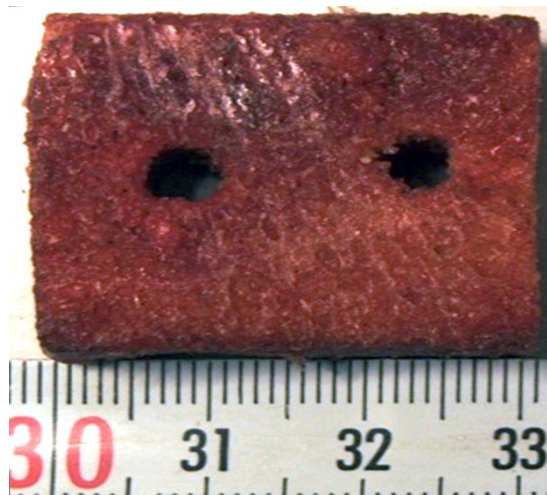
**2.2.5.3.1.2.** A mérés során a spongiózus graft és az acél nyomótalp között a csont esetleges zömülése miatt, további nem kívánatos elmozdulás jöhet létre. Ennek kiküszöbölésére a lehető legnagyobb felületű talpat használtuk, a teljes felfekvést gömbcsuklós megoldással biztosítottuk [85. ábra].



85. ábra. A gömbcsuklós kiegyenlítésű nyomótalp

#### 2.2.5.3.1.3. Azonos mérési feltételek biztosítása

- a. Azonos műtéttípushoz azonos méretű graftokat készítettünk [86. ábra].



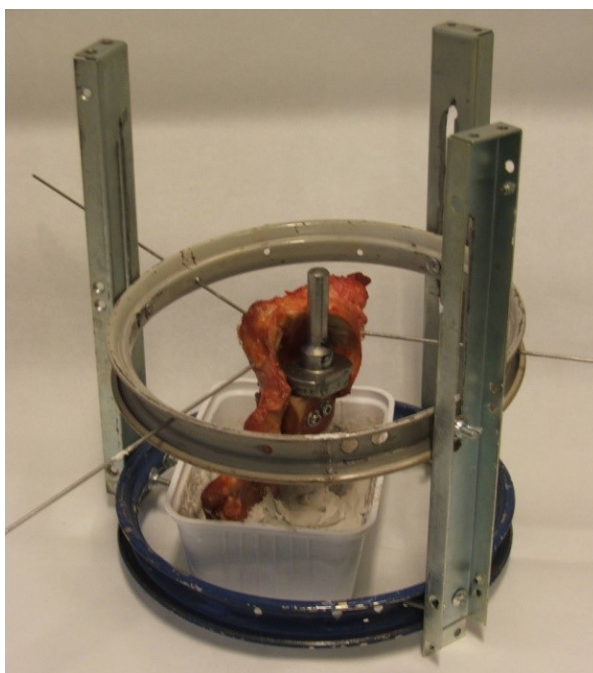
86. ábra. Minden graftot 2x2x3 cm-es blokkból készítettünk

- b. Minden esetben alátétes kortikális csavarokat használtunk kompressziós technikával. A csavarokat nyomaték csavarhúzóval 1,5 Nm nyomatékkal húztuk meg [87. ábra].



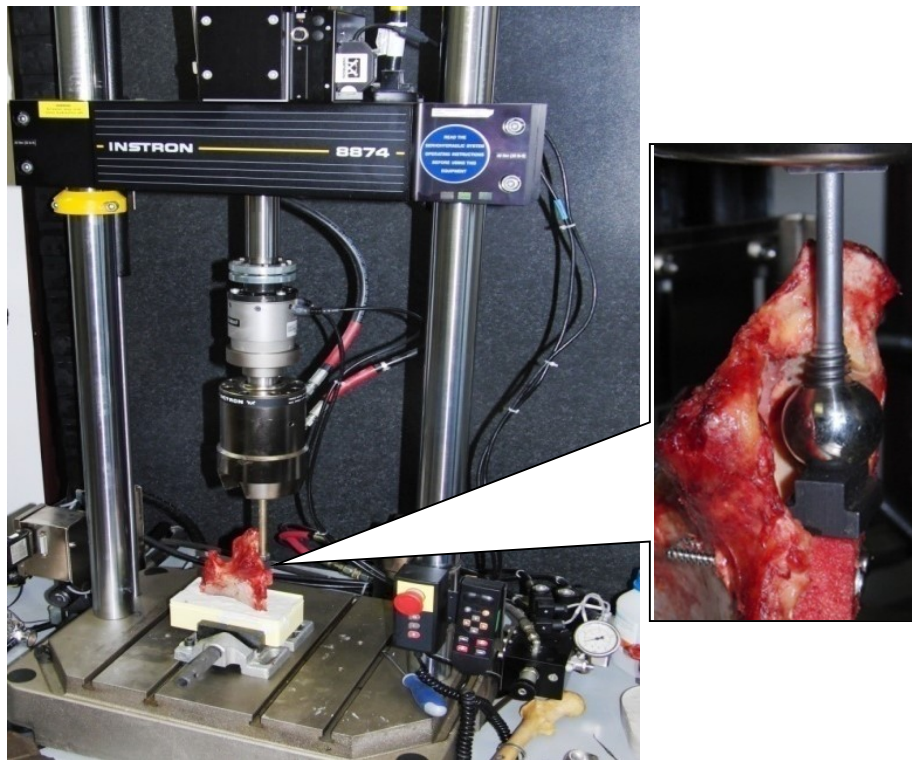
87. ábra. A csavarok meghúzása nyomaték csavarhúzóval

- c. Külön hangsúlyt fektettünk arra, hogy a graft nyomni kívánt felszíne merőleges legyen az anyagvizsgáló berendezés tengelyére. Ehhez egy gipszelő keretet készítettünk, melyben a modellt vízmérték segítségével nagyon pontosan be lehetett állítani a gipsz megkötéséig [88. ábra].



88. ábra. A gipszelő keretben rögzített és beállított modell

- d. A két technika modellezése során a jobb összevethetőség érdekében ugyanazon 10 kadáver jobb, illetve bal oldali fél medencéjét és combfejét használtuk. A fentiek szerint elkészített modelleken elvégeztük a mérést [89. ábra].



89. ábra. Mérés az Instron 8874 típusú anyagvizsgáló berendezésen

Eredményeinket grafikusán ábrázoltuk. A statisztikai feldolgozás során kétmintás t-próba és nem parametrikus *Mann-Whitney U* tesztet végeztünk.

#### 2.2.5.4. A műtéti kockázat elemzése

A műtéti kockázat kérdését két oldalról közelítettem meg.

2.2.5.4.1. Áttekintettem és összefoglaltam a téma igen kiterjedt irodalmát.

2.2.5.4.2. Bonctermi kutatásokat végeztünk, melynek során saját tapasztalatokat szereztem, illetve a lexikális anyaghoz illusztrációkat készítettem. A boncolások során elvégeztem az *acetabulum* régiójának célzott vizsgálatát, melynek során a kockázatnak kitett ér- idegképletek elhelyezkedését, lefutását, valamint a csontokhoz és az izomzathoz való viszonyát vizsgáltam. Külön hangsúlyt fektettem a *Harris* plasztika, illetve az ISG technika által támasztott speciális biztonsági követelmények meghatározására és az adott műtéti típus konkrét kockázatainak felmérésére. Az anyaghoz fotó- és saját kezű rajzdokumentációt készítettem.

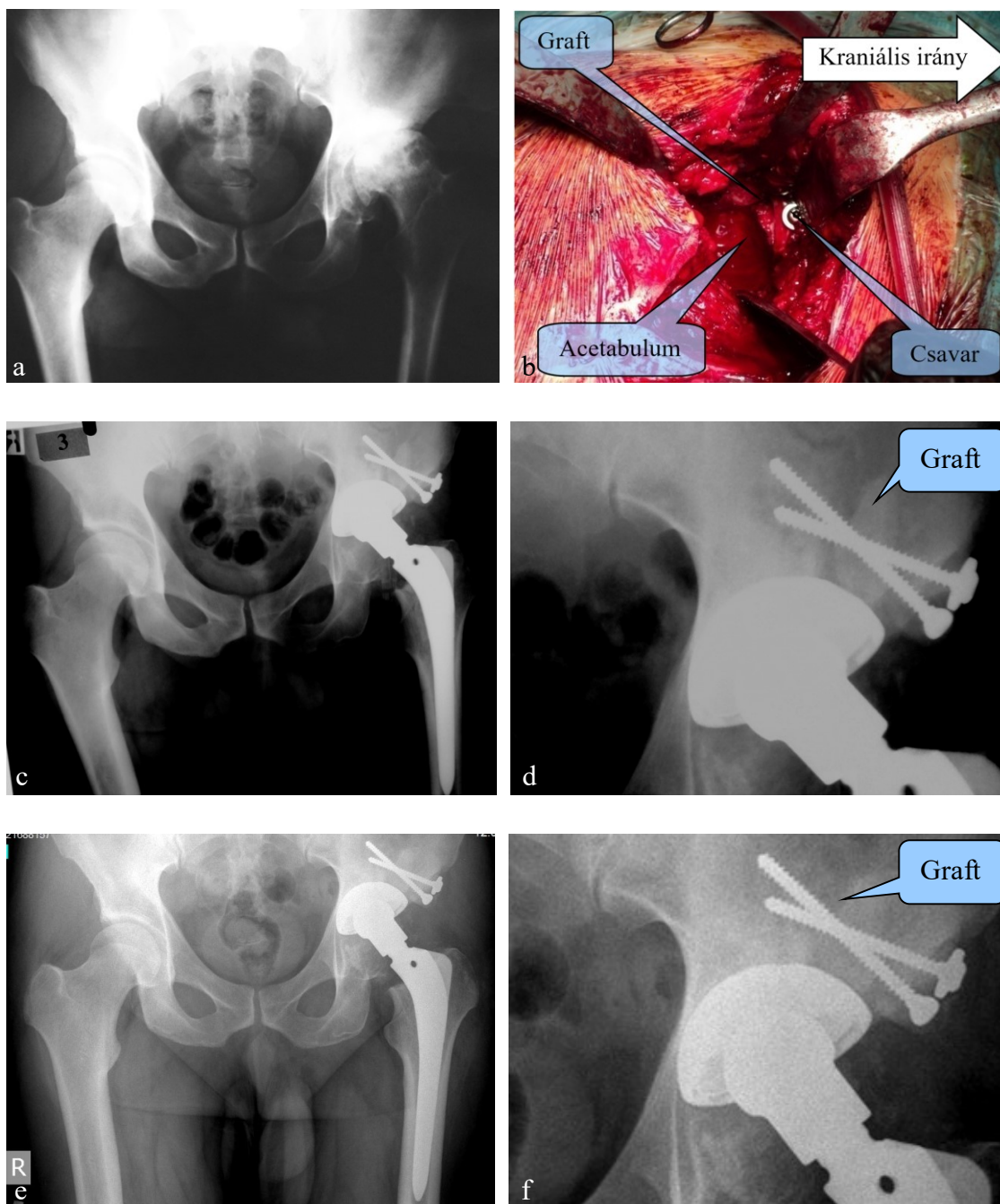
A kutatás során, módszertani szempontból támaszkodtam *Wasielewski*<sup>103</sup> *quadrans* rendszerére.

Felhasználtam továbbá az *acetabulum* különböző régióinak falvastagságával foglalkozó irodalom adatait is.<sup>22,49</sup>

### 3. Eredmények

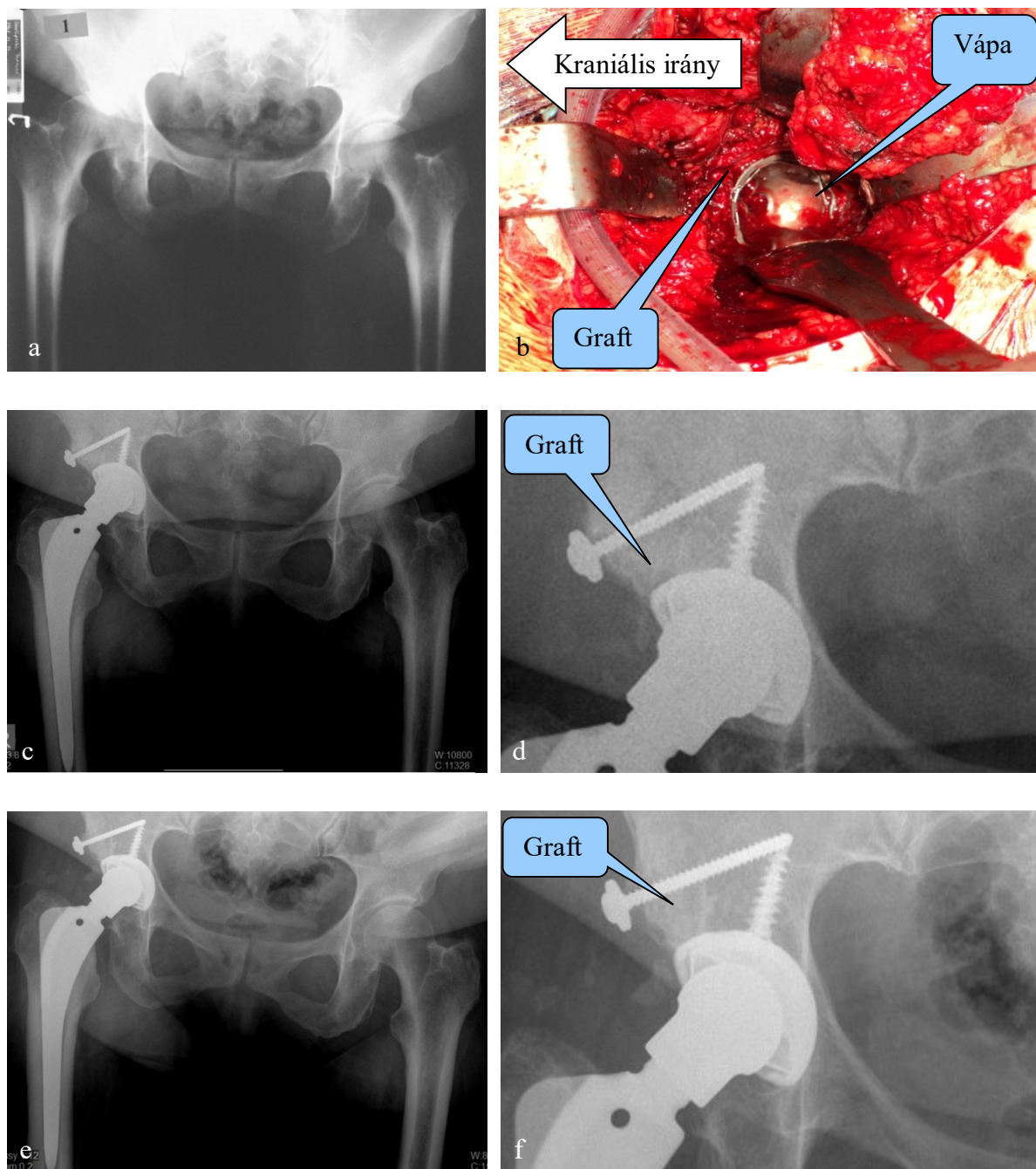
#### 3.1. Az Intraosseális Strukturális Graft Technika

Kutatásunk elsődleges eredménye az eddigi műtéti technikáktól eltérő, újszerű elvi alapokon nyugvó Intraosseális Strukturális Graft technika és annak klinikai bevezetése [90-92. ábra].



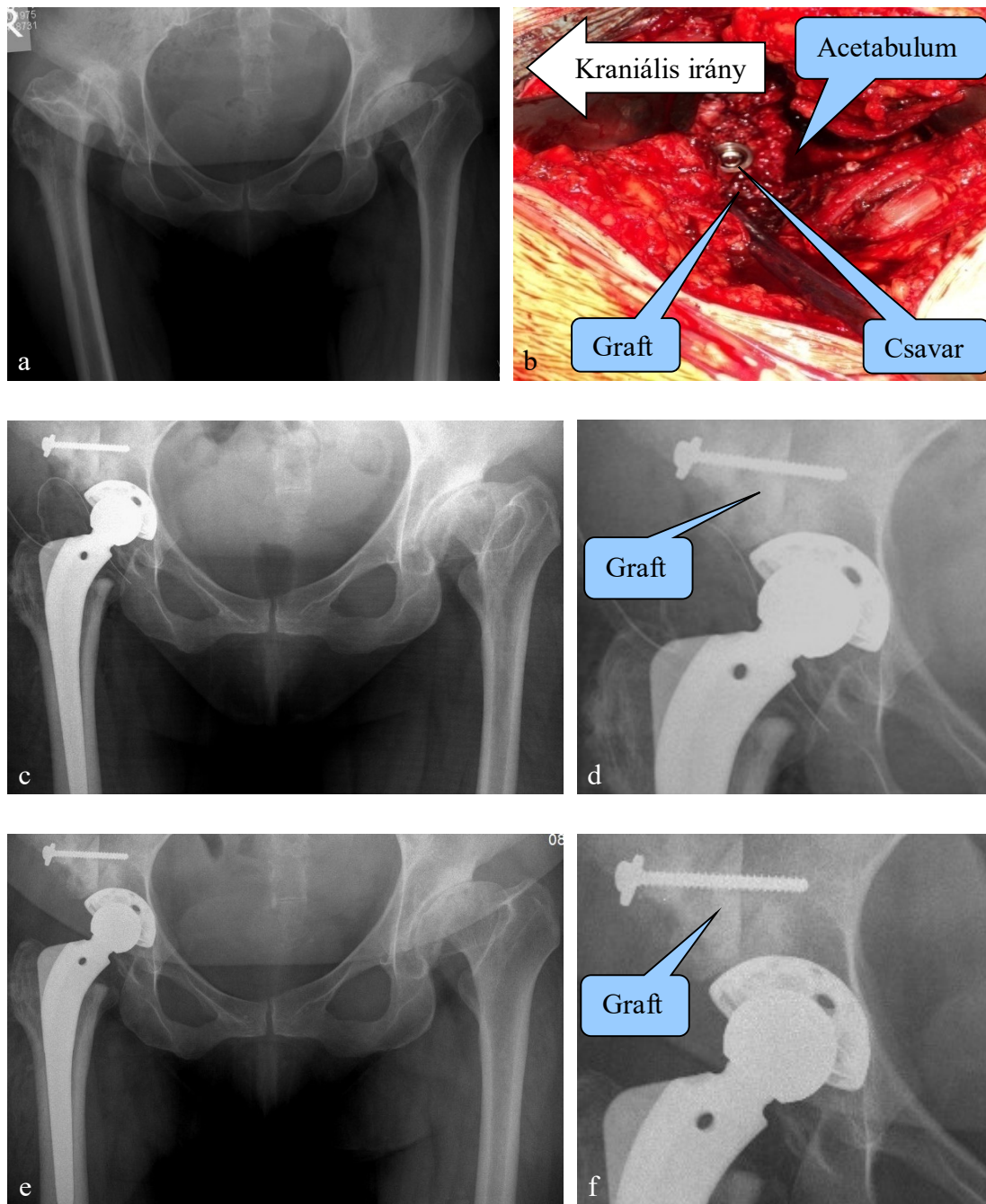
90. ábra. 1. eset: 46 éves férfi, bal oldali *Hartofilakidis A* típusú csípőízületi diszplázia

- |  |  |
|--|--|
| <ul style="list-style-type: none"> <li>a. preoperatív rtg felvétel</li> <li>b. a beültött és csavarral rögzített graft intraoperatív felvétele</li> <li>c. posztoperatív rtg felvétel</li> </ul> | <ul style="list-style-type: none"> <li>d. az operált csípő nagyított felvételén jól látható a beültetett ék alakú graft</li> <li>e. a műtét után 9 hónappal készült rtg felvétel</li> <li>f. a graft nagyított képe</li> </ul> |
|--|--|



91. ábra. 2. eset: 42 éves nő, jobb oldali *Hartofilakidis A* típusú csípőízületi diszplázia

- a. preoperatív rtg felvétel
- b. a beültött vápa intraoperatív felvétele
- c. posztoperatív rtg felvétel
- d. az operált csípő nagyított felvétele és a beültetett ék alakú graft
- e. a műtét után 11 hónappal készült rtg felvétel
- f. a graft nagyított képe



92. ábra. 3. eset: 39 éves nő jobb oldali *Hartofilakidis B*, bal oldali *Hartofilakidis A* típusú csípőízületi diszplázia

- a. preoperatív rtg felvétel
- b. a beültött és csavarral rögzített graft intraoperatív felvétele
- c. posztoperatív rtg felvétel
- d. az operált csípő nagyított felvétele és a beültetett ék alakú graft
- e. a műtét után 3 hónappal készült rtg felvétel
- f. a graft nagyított képe

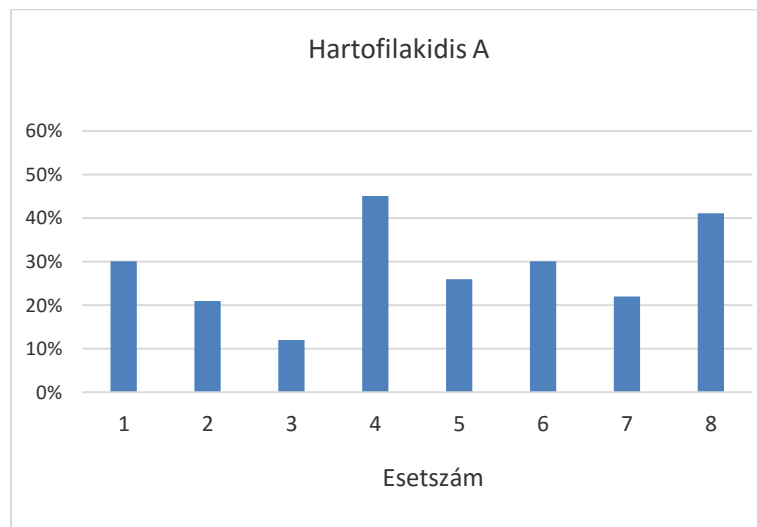
Eddig három sikeres beavatkozást végeztünk el, szövődményünk az értekezés megírásáig tartó utánkövetés ideje alatt (3-11 hónap) nem volt.



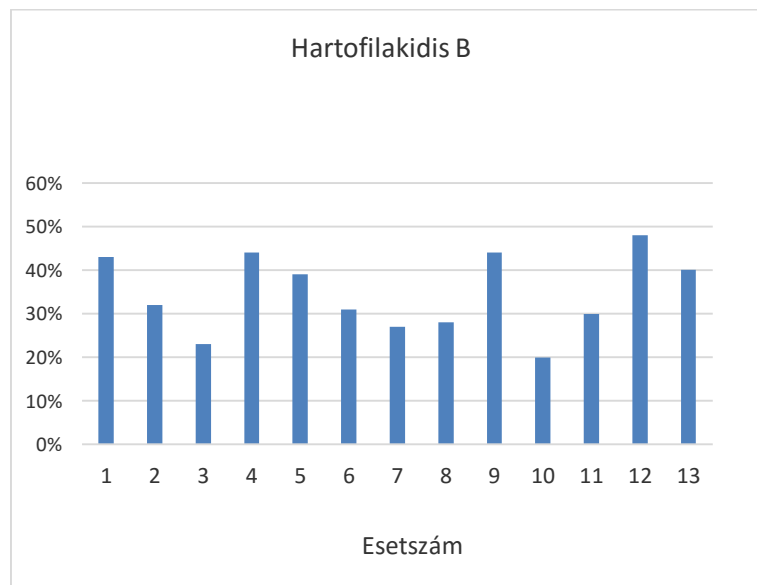
## 3.2. In vitro és ex vivo előkísérletek

### 3.2.1. A diszpláziás *acetabulum* klasszifikációinak kritikája

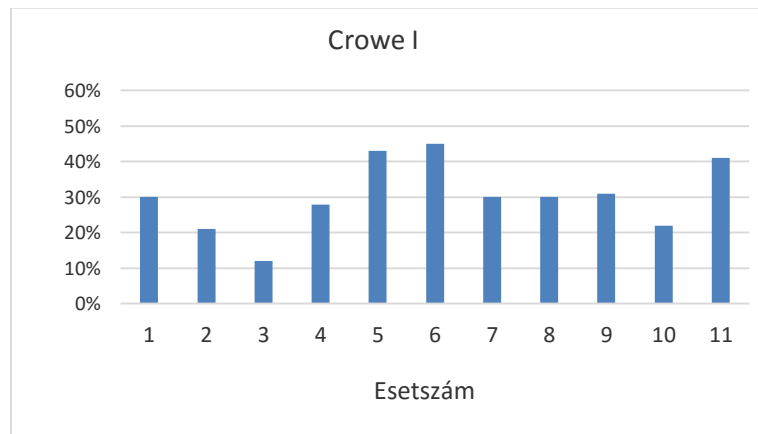
A vápacsésze fedettségének megítélése céljából végzett szerkesztések és mérések eredményeit grafikusán ábrázolva az 1-5. diagramokat kaptam.



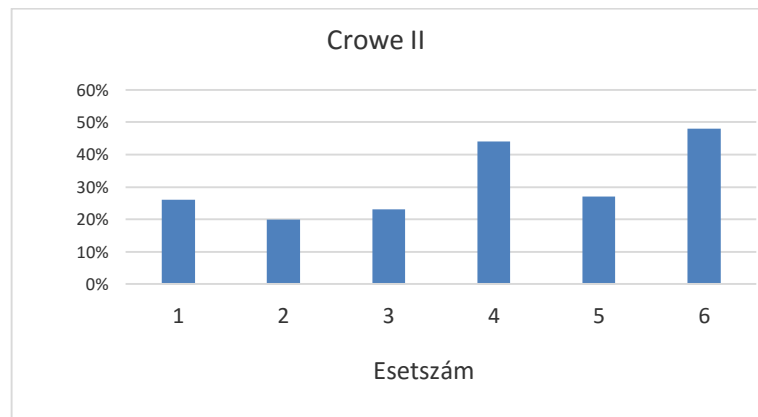
1. diagram. A beültetett vápa fedettségének alakulása a *Hartofilakidis A* csoportban



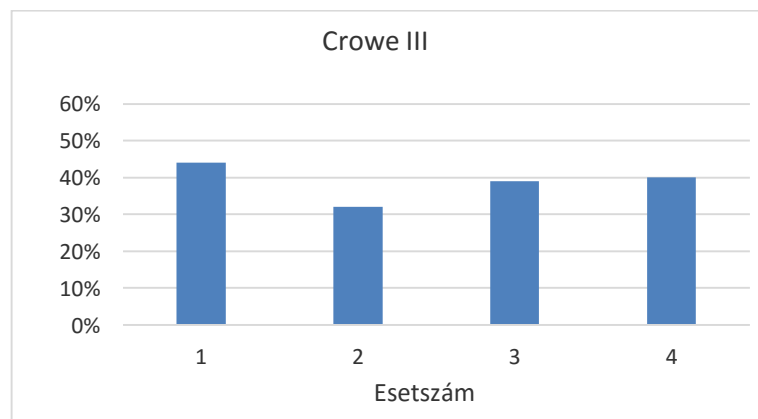
2. diagram. A beültetett vápa fedettségének alakulása a *Hartofilakidis B* csoportban



3. diagram. A beültetett vápa fedetlenségének alakulása a *Crowe I.* csoportban



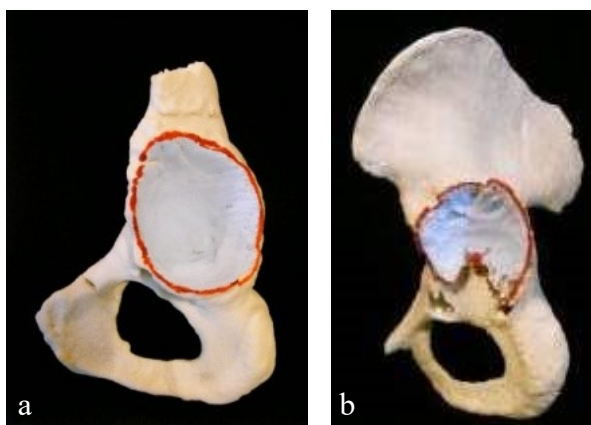
4. diagram. A beültetett vápa fedetlenségének alakulása a *Crowe II.* csoportban



5. diagram. A beültetett vápa fedetlenségének alakulása a *Crowe III.* csoportban

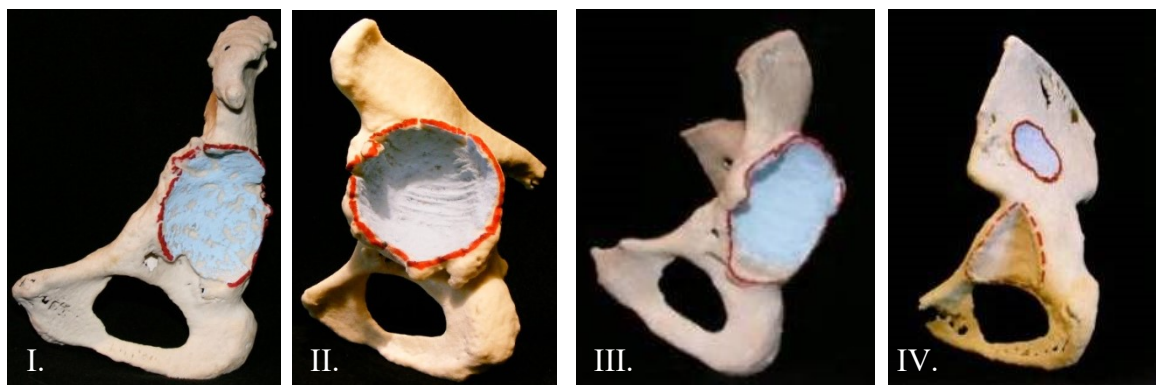
### 3.2.2. A diszpláziás *acetabulum* 3D modellezése

A műtéti tervezéshez készített 3D leképezésre alkalmas CT képfájlok szoftveres feldolgozása után mind a *Hartofilakidis*, mind a *Crowe* beosztás szerint egy-egy nyomtatott sorozat állt rendelkezésemre [93-94. ábra]



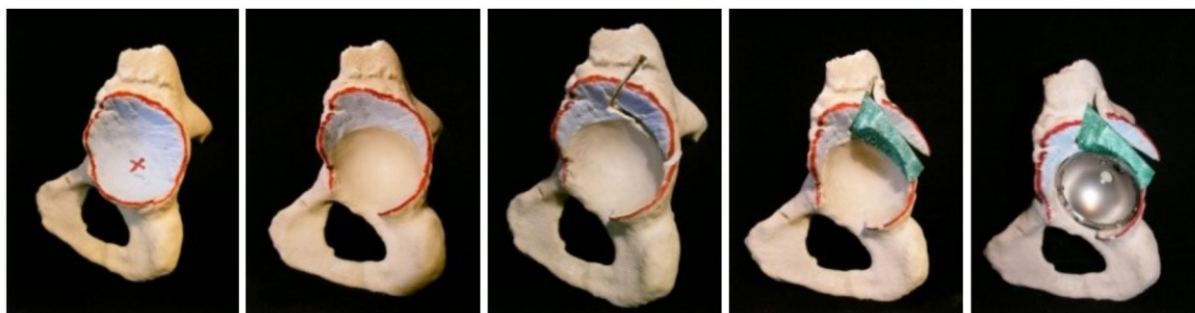
93. ábra. *Hartofilakidis* beosztása szerint készült sorozat  
 a. *Hartofilakidis* A típusú csípőízületi diszplázia  
 b. *Hartofilakidis* B típusú csípőízületi diszplázia

A C stádium a *Crowe* IV. típusal azonos.



94. ábra. *Crowe* beosztása szerint készült sorozat

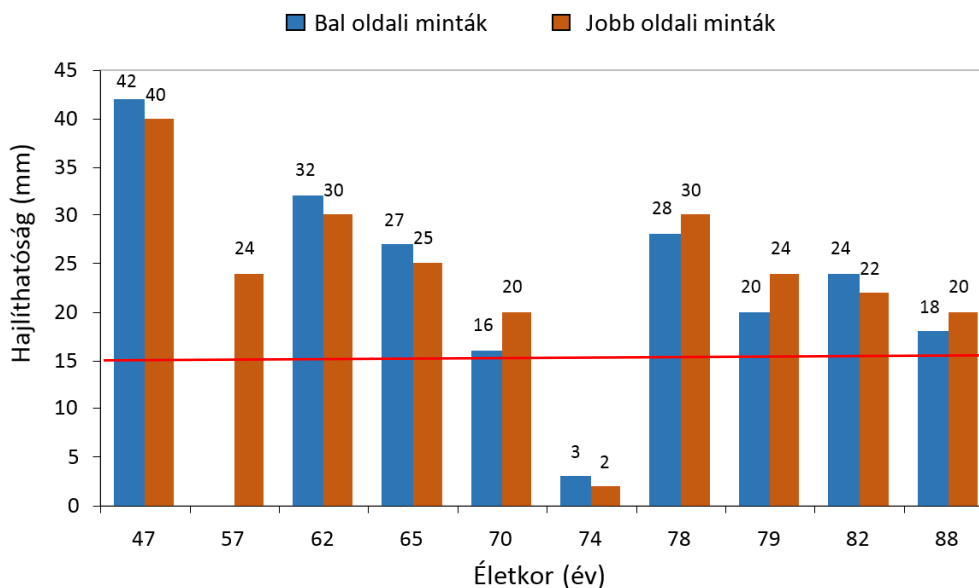
A modellek kézi szerszámokkal megmunkálhatóak, színezhetőek [95. ábra].



95. ábra. A modell megmunkálását szemléltető sorozat

### 3.2.3. A kortikospongiózus lemez hajlíthatósága

Bonctermi kísérleti eredményeinket az életkor függvényében grafikusán ábrázoltam [6. diagram].



6. diagram. A kortikospongiózus lemez hajlíthatósága milliméterben, az életkor függvényében  
A piros vonal a hajlítási küszöböt jelzi

A 10 kadáver 19 csípőjén végzett hajlítási tesztek 17 esetben meghaladták az elvárt 15 milliméteres hajlítási küszöböt. Egy csípő esetén technikai okok miatt nem végeztük el a feltárást. A két küszöbérték alatti éréket egy kadáver két csípőjén mértük.

### 3.2.4. Műszerfejlesztés

#### 3.2.4.1. Morfológiai mérések

A supraacetabuláris régió geometriájának vizsgálata során 14 modellt dolgoztam fel, melyek lefedik a protetizálásnál leggyakrabban alkalmazott mérettartományt [1. táblázat].

Mérés	A protézis vápa mérete	Falvastagság (mm)			
		Disztális		Proximális	
		ventrális	dorzális	ventrális	dorzális
1	46	19	31	16	11
2	48	19	33	13	12
3	48	15	37	15	13
4	50	22	45	21	14
5	50	13	26	14	13
6	50	23	47	19	15
7	52	15	40	17	10
8	52	23	47	19	15
9	54	22	25	19	10
10	54	16	34	17	17
11	54	17	30	15	21
12	54	22	43	15	11
13	58	20	33	17	15
14	60	24	38	11	19

1. táblázat. A medence falvastagság értékei a vápa méretének függvényében

### 3.2.4.2. Műszerfejlesztés

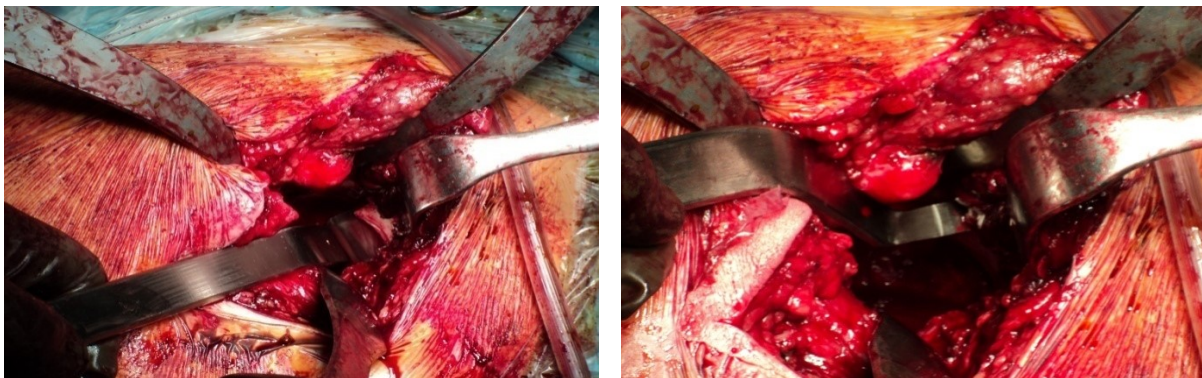
A fejlesztő munka eredménye egy 3 vésőből álló műszerkészlet [96. ábra], mely a következő eszközöket tartalmazza:

- 1-1 db jobbos illetve balos T véső
- 1 db hegyes lapvéső



96. ábra. A végleges műszerkészlet

A műtéteket a legyártatott műszerekkel végeztük [97. ábra].



97. ábra. A vésők intraoperatív alkalmazása

### 3.2.5. Az autológ szabad graft beültetés kérdése

#### 3.2.5.1. A kontakt felszínek aránya

A graftok kontaktusba kerülő felszíneinek meghatározására elvégzett felületszámítás alapján a következő eredményeket kaptam:

Az egyes technikáknál az adott graft méretre számolt értékben:

- Harris plasztika: 6 cm<sup>2</sup>

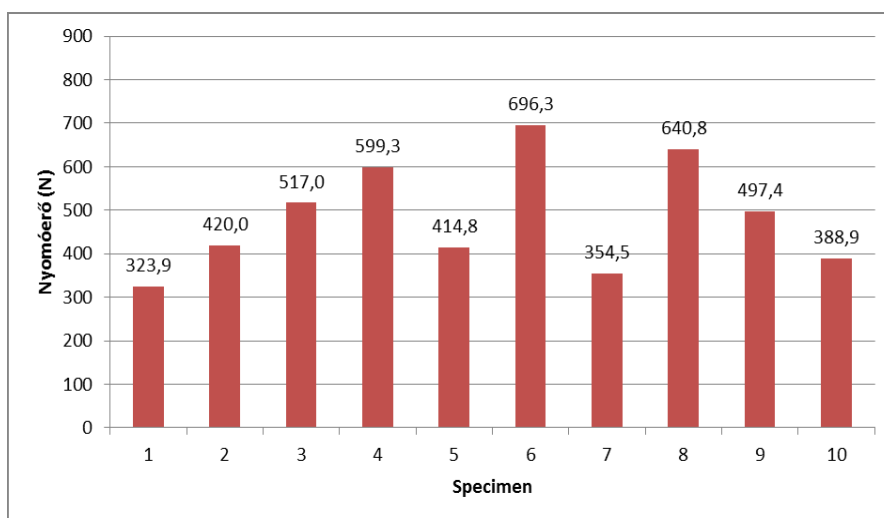


- ISG technika: 13 cm<sup>2</sup>

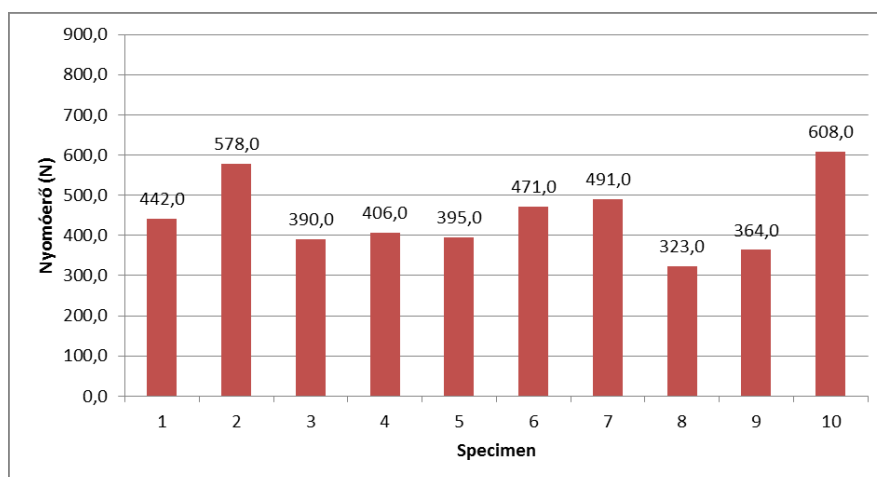
Arányosítva: az ISG technika 2,26-szor nagyobb kontakt felszín biztosít, mint a Harris plasztika.

### 3.2.5.2. Az oszteoszintézis primer stabilitása

Az Instron anyagvizsgáló berendezésen mért erő-elmozdulás görbéken leolvasott értékeket grafikusán ábrázoltam [7-8. diagram].



7. diagram. A graft 1 mm-es elmozdulásához szükséges erő Harris plasztika esetén



8. diagram. A graft 1 mm-es elmozdulásához szükséges erő ISG technika alkalmazása esetén

Az alkalmazott oszteoszintézis primer stabilitásában a nem egyenlő szórásnégyzetre 5%-os szignifikancia szint mellett elvégzett kétmintás t-próba eredménye szerint a két módszer átlaga között nincs szignifikáns különbség. Az alacsony esetszámok miatt a nem parametrikus *Mann-*



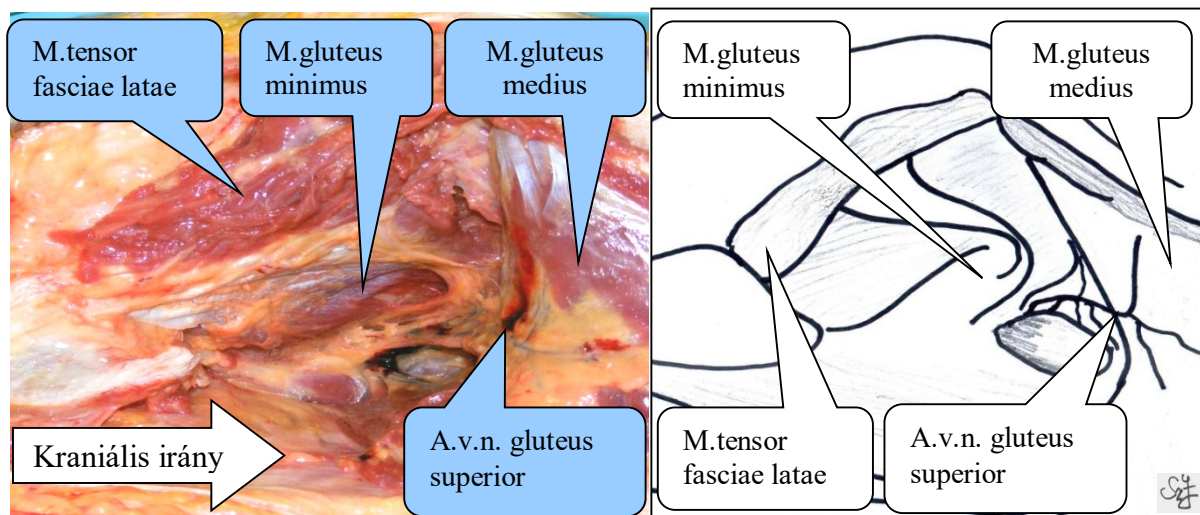
Whitney U tesztet is elvégeztem. 5 %-os szignifikancia szint mellett szignifikáns különbséget nem találtam.

### 3.2.6. A műtéti kockázat elemzése

A műtéti kockázat vizsgálatával elért eredményeimet részben az irodalomkutatás során megszerzett információk, részben a saját bonctermi munkánk eredményei alapján ismertetem. Az esetlegesen előforduló szövődményeket az ISG technikára vonatkoztatva négy csoportba soroltam.

A boncteremben külön vizsgáltuk a csípőlapát külső és külön a belső oldalán várható problémákat. Elemeztük az *iliacalis* érkepletek sérülésének lehetőségét. Tekintettel a diszpláziás csípő protézisálása során gyakran bekövetkező végtaghossz növekedésre a *n. gluteus inferior* és a *n. ischiadicus* környezetét is kipreparáltuk.

**3.2.6.1.** A supraacetabuláris régió külső felszínét a műtét által érintett területen a *m. gluteus medius* és *minimus* borítja. Az izmok keringését, a *hiatus suprapiriformison* kilépő *a.* és *v. glutea superior* biztosítja, beidegzését a *n. gluteus superior* látja el [95. ábra]. Az ér-ideg törzs elágazása a *m. gluteus medius* és *minimus* között, a műtét által érintett területnél jóval kraniálisabban és felületesebben van.

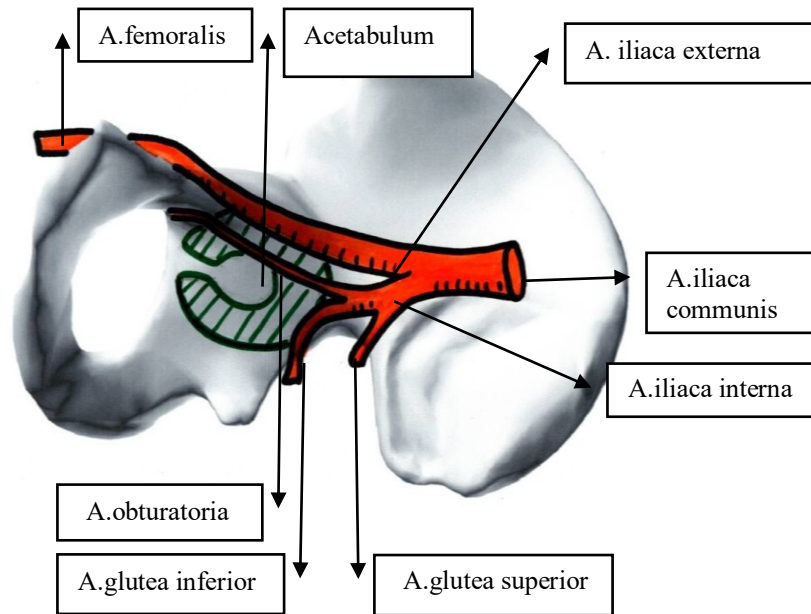


98. ábra. Az *a.* *v.* és a *n. gluteus superior* elágazása a *m. gluteus medius* és *minimus* között  
A *m. gluteus medius* tapadásáról leválasztottuk és kraniális irányba felhajtottuk

**3.2.6.2.** A kismedencei képletek a mediális kortikális perforációja során sérülhetnek. A szövődmény bekövetkezhethet véletlenszerűen a vésésnél, illetve az oszteoszintézis közben a fúrás, mérés, csavarozás során. Az ér-idegsérülés bekövetkezésének valószínűsége függ a perforáció

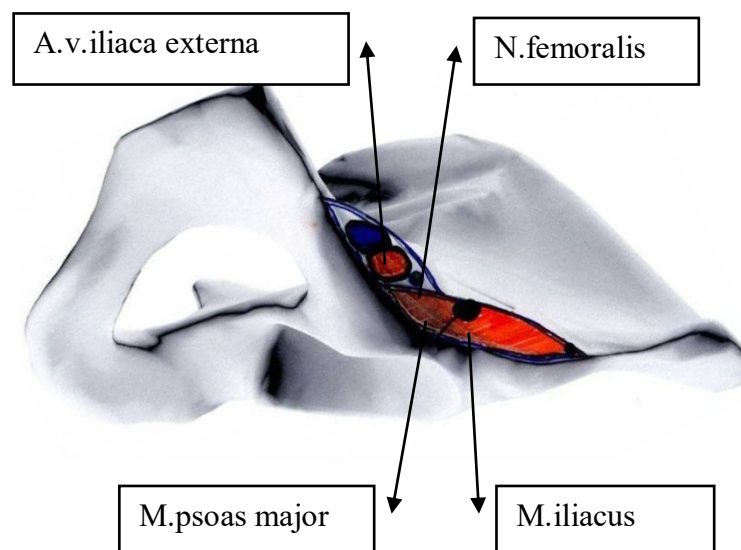


helyétől és a medencefal vastagságától. Fenygetett érkepletek az *a.* és a *v. iliaca externa* és az *a.* és *v. obturatoria* [99. ábra].

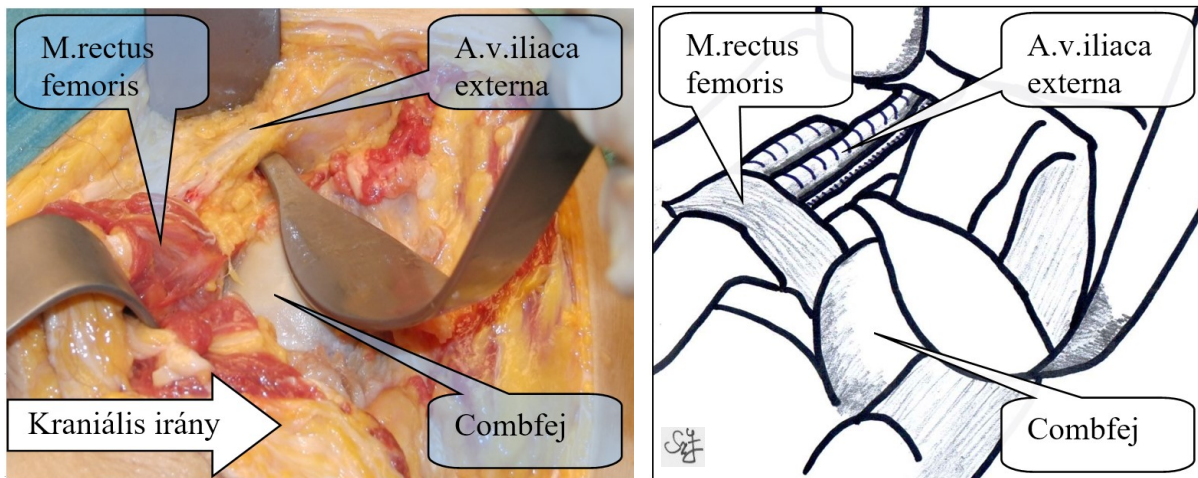


99. ábra. Az *a. iliaca communis* ágai és *intrapelvicus* lefutásának vázlata

A medencéből történő kilépése magasságában legveszélyeztetettebb a *v. iliaca externa* [100. ábra]. Különösen a rosszul behelyezett *Hohmann* retraktor okozhat sérülést [101. ábra].

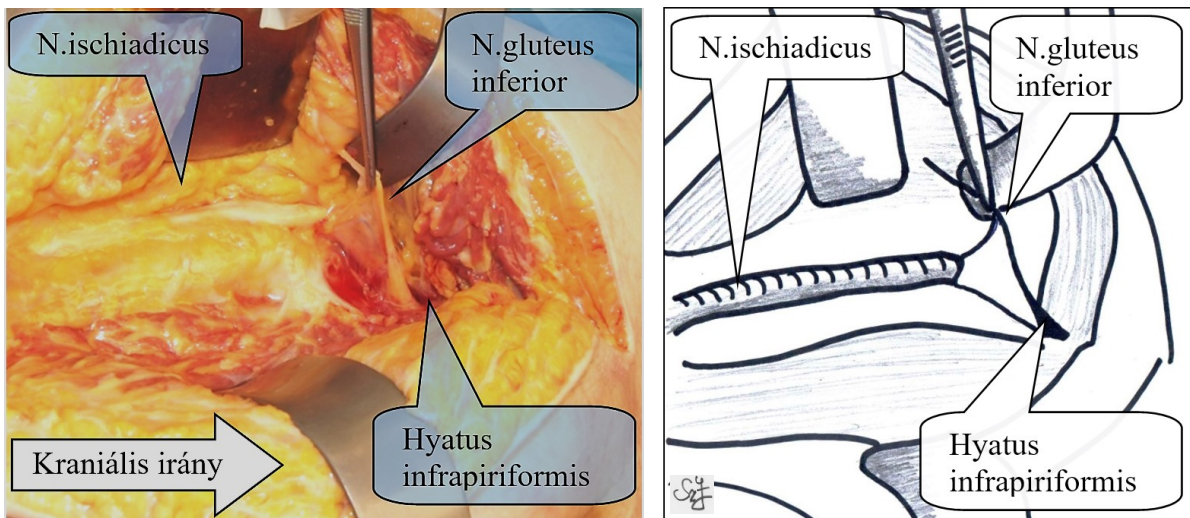


100. ábra. Az *a.* és *v. iliaca externa*, valamint a *n. femoralis* helyzete, a *m. iliacus*hoz, illetve a *m. psoas maior*hoz viszonyítva, a medencéből való kilépés síkjában

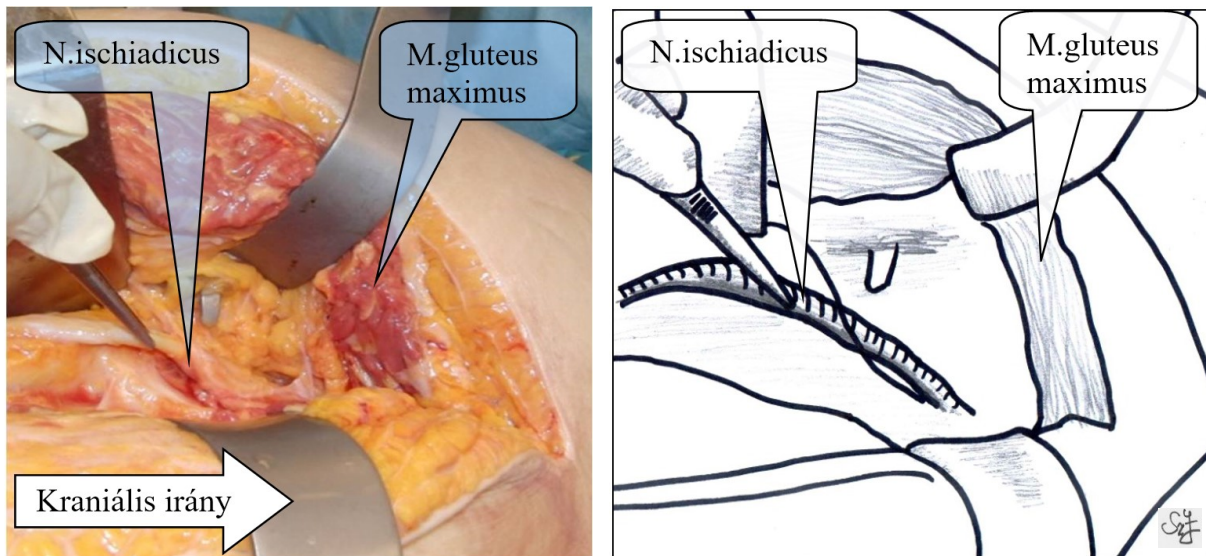


101. ábra. Az arteria és a vena iliaca externa helyzete a csípőízület magasságában  
A *musculus rectus femoris* eredéséről le van választva és disztális irányba lehajtva

3.2.6.3. A *n. gluteus inferior* és a *n. ischiadicus* hátsó feltárásnál, vápa csavarozás során, illetve a végtag hosszabbodásának következtében sérülhetnek [102-103. ábra].



102. ábra. A *n. gluteus inferior* lefutása a *hiatus infrapiriformison* történt kilépését követően  
A *m. gluteus maximus* hosszában szét van választva



103. ábra. A *n. ischiadicus* lefutása a *hiatus infrapiriformison* történt kilépését követően



## 4. Megbeszélés

Dolgozatomban a diszpláziás *acetabulum* protetizálására kidolgozott új műtéti eljárást, illetve annak bevezetését megelőző biomechanikai laboratóriumi és bonctermi kísérleteimet mutattam be.

Az irodalomban és saját klinikai gyakorlatunkban is találkozunk az ISG technikához hasonló műtéti megoldásokkal. Ezek részben a gyermekortopédiai ellátás keretében alkalmazott inkomplett medence oszteotómiák, részben a felnőttkori protézis beültetéseként alkalmazott vápa augmentációk. A hasonlóság oka kézenfekvő, hiszen az egyes műtétek célja azonos: gyermekeknél a femurfej, felnőttek protetizálásánál a beültetett vápa fedettségének javítása.

A gyermekortopédiai beavatkozások<sup>20,73,83,93,99</sup> bár első megtekintésre mutathatnak némi hasonlóságot, de az ISG technikához képest alapvető elvi és technikai különbségek vannak. Ezek közül a legfontosabb, hogy a femurfej keringésének érzékenysége miatt ezek a technikák alapvetően extraartikulárisak, teljesen más vésési irányokkal és rögzítési megoldásokkal.

Felnőttkorban a protetizálás során alkalmazott vápa augmentációs technikákhoz képest<sup>31,39,76,101,110</sup> az ISG technika újszerűsége a graft intraosseális elhelyezésében rejlik, mely jelentős biológiai és biomechanikai előnyt jelent a korábbi eljárásokhoz képest.

Az eddigi alacsony műtéti szám alapján még nem lehet átfogó intraoperatív tapasztalatokról beszélni. Annyi azonban máris megállapítható, hogy az eljárás megfelel az előzetes elvárásoknak, teljesíti a bonctermi és laboratóriumi tesztek által támasztott követelményeket. Különösen a fedett vésési technika előnyeit tudnám kiemelni, megfelelő a graft primer stabilitása is. Műtéttechnikai szempontból lényeges, hogy a graft szélessége pontosan méretezve legyen. Ez egyrészt javítja a graft frontális síkú befeszülését másrészt biztosítja a rotációs stabilitást.

Az oszteoszintézishez alátétes, kortikális csavarok használatát találtuk a legelőnyösebbnek, kompressziós technika alkalmazása mellett. Az alkalmazott csavarok számát a beültetett graft mérete határozza meg. Lehetőség szerint kettő, a horizontális síkban behajtott csavar használatát preferáljuk, de kis méretű graft, vagy keskeny kortikospongiózus lemez esetén, - a graft pontos méretezése mellett- egy csavar is elegendő lehet.

A vártnál jelentősebb, de uralható a vésés során az *acetabulum* spongiózus állományából származó vérzés. A boncteremben végzett hajlítási tesztek alapján számítottnál gyakrabban tapasztaltuk a kortikospongiózus lemez áttörését, melynek oka a meghajlítandó régió szekunder



artrózis talaján kialakult szklerózisa és következményes rigiditása. Intraoperatív tapasztalatunk szerint a megőrzött perioszteum és az izomzat kellő stabilitást biztosít a műtét folytatásához. A bonctermi kísérletek során azt tapasztaltuk, hogy a femurfejből a műtéti technikához elegendő nagyságú ék vágható ki. Diszpláziában a femurfej deformitásai, cisztózus és egyéb degeneratív elváltozásai miatt ez nem minden esetben igaz. A kísérletek, majd a műtétek során egyértelművé vált, hogy a pontos műtétechnikai tervezés nem mellőzhető. Már a műtét előtt fel kell mérni, hogy a fejből kialakítható-e a kívánt méretű és minőségű graft. Ennek megítélésére a CT vizsgálat a legalkalmasabb.<sup>62</sup>

A legnagyobb odafigyelést a graft csavaros rögzítéséhez elegendő vastagságú és erősségű belső medencefal megtartása igényli. Ennek érdekében törekszünk arra, hogy a kivésett kortikospongiózus lemez megfelelő erősségű, de a lehető legvékonyabb legyen, hogy mediálisan vastagabb csontot tarthassunk meg a kompressziós csavarozáshoz. Elengedhetetlen a CT felvételen végzett előzetes mérés és tervezés. Ennek a szempontnak a következménye az is, hogy a *Hartofilakidis C*, ill. *Crowe IV*. besorolású magas luxációkat kizártam az ISG technika indikációs köréből. Ezekben az esetekben ugyanis a medencefal a fejlődés során mechanikai inger hiányában gyakorta annyira vékony marad, hogy nem biztosítható kellő csontvastagság a stabil oszteoszintézishez. Ilyen esetekben a teljes falvastagságot igénybe vevő *Harris*, vagy *Radojević* technika alkalmazását javaslom.

Az ISG technika kivitelezhetőségének igazolására *in vitro* és *ex vivo* előkísérleteket végeztünk.

Elemeztük, hogy a diszpláziás acetabulum klasszifikációi milyen mértékű és mennyire kézzelfogható segítséget nyújtanak a műtéti tervezéshez. A graft beültetés szükségességének határát irodalmi ajánlások alapján a vápa fedettségének 20%-os hiányában állapítottuk meg.

A *Hartofilakidis B* és a *Crowe II.-III.* csoportokban minden eredmény a 20 %-os határérték fölött helyezkedett el. Egyértelmű volt, hogy ezekben az esetekben indokolt az *acetabulum* augmentációja.

A *Hartofilakidis A* és a *Crowe I.* stádiumú diszpláziák között a küszöb alatti és azt lényegesen meghaladó adatok is szerepeltek.

Arra a kérdésre, hogy a fenti klasszifikációk minden esetben, önmagukban alkalmasak-e a vápa szuperolaterális fedettségének megítélésére, a fentiek alapján nemmel kell válaszolnom még akkor is, ha ezek a beosztások egyébként a tudományos kommunikáció világszerte elterjedt és hasznos eszközei.



A nemleges válasz hátterét megvizsgálva arra a következtetésre jutottam, hogy a femurfej kraniális migrációjának mértéke - amelynek meghatározásán mindkét klasszifikáció alapul - ugyan direkt kapcsolatban van a beültetett vápa szuperolaterális fedettségének alakulásával, de ez a kapcsolat nem olyan szoros, hogy bármelyik változót a másikkal közvetlenül jellemezni lehetne. Fel kell tételeznünk, hogy a két paraméter viszonyát más komponensek is befolyásolják.

1. A diszpláziás vápát alapvetően jellemző deformitások önmagukban és egymáshoz viszonyítva is jelentős változatosságot mutathatnak. Kezeletlen esetekben sem várható az egyes csoportokon belüli teljes homogenitás.<sup>16,33</sup>
2. A csípőízületi diszplázia kezelése során a femurfej és az *acetabulum* kölcsönös modelláló hatása miatt mi magunk is torzíthatjuk az ismert elváltozásokat. A későn megkezdett, nem kellő kíméletességgel végzett konzervatív kezelés következtében kialakult avaszkuláris nekrozis a femurfej specifikus deformitásait, ezáltal a vápa kongruens torzulását okozhatja.<sup>100</sup>
3. A műtéti kezelés során korábban alkalmazott komplett, napjainkban jellemzően inkomplett medence oszteotómiák<sup>40</sup> szintén a már ismert deformitások teljesen egyéni variációit hozhatják létre.

A beválasztás során nem törekedtem arra, hogy az egyes csoportokon belüli esetszámok megegyezzenek, mert olyan statisztikai számítást, amely ezt igényelte volna, nem terveztem. Az egyes osztályozásokat az irodalom által javasolt 20%-os fedettségi hiány szempontjából vizsgálva, statisztikai szempontból már egyetlen nem besorolható eset is elegendő azon következtetés levonásához, hogy az adott klasszifikáció minden esetben megbízható információt szolgáltat-e a vápa várható fedettségéről, vagy nem.

A diszpláziás *acetabulum* 3D modellezésének számos, egyéb módszerekkel nem helyettesíthető előnye van.<sup>14</sup>

Ezek közül a legfontosabb, hogy ezáltal a sebész számára az egyébként igen bonyolult geometriájú és a diszplázia miatt egyébként is deformált medence kézzelfoghatóan megjeleníthető, azon pontos mérések végezhetőek, a műtétet nem csak megtervezni lehet, hanem - arra alkalmas laboratóriumban, megfelelő implantátumokkal - modellezni is.

Az eljárás első lépése a femurfej eltávolítása a CT felvételtől szoftver segítségével. Súlyosan



deformáló, illetve nagy ízületi rés beszűküléssel járó esetekben, gyakorta nehéz az ízület határainak pontos megállapítása. Az így létrejövő eltérések azonban nagyságrendekkel finomabbak, mint maguk a modellezési beavatkozások, így nem jelentenek különösebb pontosságbeli problémát.

A modellek anyaga hagyományos fa-és fémmegmunkáló eszközökkel könnyen alakítható. A felület festhető, a szükséges pótlások plasztilin gyurmából elkészíthetők. A modellek nagy segítséget nyújtottak az ISG technika indikációs körének meghatározásában. A medence bonyolult geometriája miatt esetenként nehezen átlátható térbeli problémák könnyen megérthetővé és szemléltethetővé váltak. A modelleket felhasználtam a műszerfejlesztés és tesztelés számos fázisában, segítségemre voltak a megfelelő fűrészelési, vésési és fúrési irányok meghatározásában, a klinikai bevezetés előtt az egyes műtétechnikai lépések begyakorlásában és a *Wasielowski* rendszer szerinti műtéti kockázatelemzésben is.

Bonctermi tevékenységünk egyik jelentős területe a supraacetabuláris régióban kialakított kortikospongiózus blokk kihajlíthatóságának vizsgálata volt. Ebben a kérdésben külön kísérletsorozatot kellett indítanunk, mert az irodalomban ugyan fellelhetőek a csont mechanikai tulajdonságaival foglalkozó közlemények,<sup>15,59</sup> de a supraacetabuláris régióban kialakított graft hajlíthatóságát – értelemszerűen – még senki sem mérte. Ismeretesek a hosszú csöves csontokon végzett törési tesztek,<sup>78</sup> melyek a csonttörés küszöbértékét 25 ezer microstrainben határozzák meg. 1000 microstrain a csont húzóerő hatására kialakuló 0,1 %-os deformációját jelenti. Tanulmányunkban az intraoperatív felhasználhatóság szempontjait figyelembe véve nem ezt az arányszámot alkalmaztuk, hanem definiáltunk egy milliméterben kifejezett küszöbértéket, amit a kortikospongiózus lemeznek a kihajlítás során el kell érnie.

Az elvégzett 19 vizsgálat eredménye - egy kadáver mindkét csípőjét kivéve - meghaladta a kívánt 15 mm-es hajlítási küszöböt.

A mérésorozat eredménye egyértelműen az ISG technika kivitelezhetősége mellett szól. Nem szabad azonban figyelmen kívül hagynunk, hogy a vizsgálatok többnyire egészséges, nem diszpláziás kadáver csípőkön történtek. Ez megmagyarázza, hogy műtét közben a kortikospongiózus blokk bázisának áttörése gyakrabban következhet be.

A tesztek során nem volt befolyásunk a kadáverek életkorára, alapbetegségeire, korábbi aktivitására, csontsűrűségére, melyek a csont biomechanikai tulajdonságait jelentősen befolyásolhatják. Az egyetlen sikertelen teszt háttérében - különös tekintettel az eset



kétoldaliságára - nyilvánvalóan a csontminőség problémája állhatott, de ennek további vizsgálata meghaladja jelen kutatásunk kereteit.

Modellezési és bonctermi vizsgálataink során két olyan műtéttechnikai nehézségbe ütköztünk, melyekről úgy gondoltuk, hogy célszerszám segítségével hatékonyabban és pontosabban meg lehet oldani.

A műszerfejlesztés első lépése a műszerek megfelelő méretezése, ezen belül is a legfontosabb a biztonságos vésési mélység megállapítása volt. A rendelkezésemre álló 3D medence modelleken elvégzett geometriai mérések alapján megállapítottam, hogy a medencefal a hátsó felső szögletben a legvékonyabb. A legalacsonyabb mért érték 10 mm volt. A T fejű véső pengéjének szélességét ennek alapján, a perioszteum vastagságát is figyelembe véve 10 mm-ben határoztam meg.

A két műszerfejlesztési koncepció 3D modelleken és kadávereken végzett tesztelésének eredményei alapján a háromlépéses technika mellett döntöttem. A legyártatott műszerek intraoperatív az elvárásoknak megfelelően szerepeltek. Tapasztalataim alapján indokoltnak tartottam a lapos véső hegyének eredeti 90 fokos szögét 120 fokra áttervezni. Ezáltal a graft bázisának két szélét kraniálisan jobban meg lehet vésni, ami a kortikospongiózus lemez kihajlítását könnyebbé és biztonságosabbá teszi.

A BBG technikával beültetett protézis vápa másodlagos stabilizálódása 3 egymással párhuzamosan zajló lépésben következik be:

1. a graft és a befogadó csont egyesülése
2. a csont benövése az *acetabulum*ból a protézis felszínébe
3. a csont benövése a graftból a protézis felszínébe.

Dolgozatomban az 1. pontban megfogalmazott folyamatot jártam körül.

Az autológ strukturális szabad graft átültetés problémája három kérdés köré csoportosítható.

1. A strukturális szabad graft beépülésének alapvető feltétele az érkacsok benövése a graftba<sup>95</sup> a befogadó csont oldaláról. Számos egyéb, a továbbiakban részletezett szempont mellett meghatározó az, hogy – azonos térfogat mellett – a graft mekkora felszínen érintkezik a befogadó csonttal, hiszen a beereződés mértéke a felülettel arányosan növekszik. A modellezési eljárás és a felületszámítás alapján az ISG technika közel kétszer akkora kontakt felszínt biztosít, mint a Harris plasztika. Várakozásunk szerint az új eljárás lehetőséget teremt a graft gyorsabb és teljesebb beépüléséhez.
2. A BBG technikák alkalmazása során a graftot, az esetek túlnyomó többségében a beteg



saját combfejből alakítjuk ki. Biológiai tulajdonságaikat tekintve ezért a graftok homogén csoportot alkotnak, emiatt a graftok összehasonlító vizsgálatának a beépülési képesség szempontjából nincs további konzekvenciája. Annál fontosabbak a graftot befogadó környezet biológiai tulajdonságai. Lényeges a recipiens területen a kortikális, illetve a szklerotizálódott csont és a jó minőségű spongióza aránya.<sup>84</sup> Harris plasztika során a graftot a supraacetabuláris régió részben a fej által szklerotizált részéhez, részben a laterális kortikális részhez csavarozzuk. Igaz, hogy minden esetben megtörténik ennek a területnek az éles eszközzel történő “felfrissítése”, de ennek határfoka igen változó és nehezen megítélhető. Ezzel szemben az ISG technikánál a graftot a felvett kortikális lemez alá, lényegében intraosseálisan üjtük be, jó biológiai tulajdonságokkal rendelkező spongiózus környezetbe.

3. Irodalmi adatok alapján<sup>5,53</sup> egyértelműnek látszik, hogy a graft instabilitásából eredő mozgások gátolják a revaszkularizációt és rontják a beépülés esélyeit.

Amennyiben a graft beültetés kérdését a törésgyógyulás szempontjai szerint vizsgáljuk, a következőket állapíthatjuk meg: A műtéti technikák jellegéből adódóan a biológiai belső rögzítés elveit ezekben az esetekben csak korlátozottan lehet megvalósítani. A műtétet teljes feltárásból végezzük, az *acetabulum* fölötti régió lágyrészeit, keringését óhatatlanul károsítjuk. Ez különösen igaz a *Harris* plasztikára, ahol az esetek többségében a graft elhelyezéséhez a gluteális izomzat eredését és a perioszteumot részben le kell választani. ISG technika alkalmazása során a fenti képleteket a kortikospongiózus lemezzel együtt kiemeljük, leválasztást csak minimális mértékben végzünk. Ezt a célt szolgálják a speciálisan kialakított kéziműszerek is.

A graft beültetésének alapvető célja a protézis vápa minél teljesebb csontos fedettségének biztosítása és kraniális részének megtámasztása. Ezt a feladatot a graft csak abban az esetben tudja ellátni, ha az oszteosintézis a stabilitási spektrumon a lehető legnagyobb mértékben az abszolút stabilitás irányában helyezkedik el.

Az abszolút stabilitás feltételezi a graft és a befogadó csont felszínei közötti minél teljesebb és szorosabb kontaktust. Ezek a mechanikai körülmények a direkt törésgyógyulás feltételeit teremtik meg, ugyanis az indirekt csontképzés legfontosabb ingere a szöveti deformáció (strain) jól kivitelezett, stabil graft beültetés esetén nem alakulhat ki. Abban az esetben, ha a stabilitás nem megfelelő, a graft beültetésnél létrehozott szűk, de instabil résben, a vékony sejtrétegben jelentkező minimális



elmozdulás is meghaladja a sejtek szakítási tűréshatárát és a kialakult szöveti diszrupció megállítja törésgyógyulás folyamatát. Emiatt a jó primer stabilitás a graft beépülésének elengedhetetlen feltétele.

Az ISG technika kidolgozása során egyik alapvető célkitűzésem volt, hogy a graft beültetésénél alkalmazott oszteoszintézissel elérhető primer stabilitás legalább akkora legyen, mint a referenciaként választott *Harris* plasztika esetében. Az anyagvizsgáló berendezésen végzett méréseink a két technikával elérhető stabilitás szempontjából nem igazoltak szignifikáns különbséget. Meg kell jegyezni, hogy *Harris* eredeti közleményében ellenanyás csavarozást alkalmaz, amihez egy gyűszűre emlékeztető eszközt is kifejlesztett. Az évek során módszere leegyszerűsödött, gyakorlatunkban a graft rögzítésére rendszerint 2 db alátétes kortikális csavart használunk kompressziós technikával. Az ISG technikánál mért jó eredményhez, a graftnak a medencében kivéssett helyre történő oldalirányú befeszülése is hozzájárul, ezért a pontos méretezést igen fontosnak tartom.

Áttekintve az intraoperatív szövődmények szakirodalmát, mérlegelve saját modellezési, boncolási és műtéti tapasztalatainkat megállapítható, hogy az ISG technika kockázata nagyságrendjében nem különbözik a referenciaként választott *Harris* plasztikáétól.

Tekintettel arra, hogy diszpláziában a medencefenék vastagsága elmaradhat a normál értékektől, a műtét indikációs körébe tartozó 14 diszpláziás csípőről készült 3D modellen méréseket végeztem. Eredményeim alapján 10 mm-es választott pengeszélesség mellett a vésés során nem várható a mediális kortikális perforációja. Az is egyértelmű, hogy a legkritikusabb terület a dorzális oszteotómia kraniális végpontja, mert a csípőlapát itt vékonyodik el a legjelentősebb mértékben. A hajlítási tesztek kapcsán végzett 19 boncolás során a csontblokk kialakítását követően minden esetben elvégeztük a kismedencei feltárást. Megállapítottuk, hogy egyetlen esetben sem történt perforáció. A graft rögzítésénél, a csavarok helyzetét jól kontrollálhatónak ítéltük, a Wasielewski beosztás legbiztonságosabb zónában helyezkednek el.

Kutatási eredményeim és a sikeresen elvégzett műtétek alapján az ISG technikát indikációs körében alkalmasnak és ígéretesnek találtuk a diszpláziás *acetabulum* protézisproblémáinak megoldásában és további klinikai alkalmazása mellett döntöttünk.



## 5. Új megállapításaim, eredményeim

1. Az autológ strukturális szabad graft alkalmazásával járó nehézségeket értékelve kidolgoztam az Intraosseális Strukturális Graft (ISG) technikát, mely az eddig ismert Bulk Bone Graft technikáknál jobb biológiai környezetet és nagyobb kontakt felszíneket biztosít a graft beépüléséhez, azokkal megegyező primer stabilitás mellett.
2. A csípőízületi diszplázia legfontosabb paramétereit figyelembe véve a nemzetközi irodalom alapján, – saját szemléletemet követve – összeállítottam a betegség terápiás algoritmusát. Ebben elhelyeztem az általam kidolgozott ISG technikát.
3. Kadáver kísérletekkel bizonyítottam, hogy a supraacetabuláris régióban kialakított kortikospongiózus lemez kihajlítható az ISG technika által kívánt mértékig.
4. Kidolgoztam a graft primer stabilitásának vizsgálatához szükséges mérési technikát. A módszerrel – anyagvizsgáló berendezéssel – reprodukálható és összehasonlítható vizsgálatok végezhetőek.
5. A műtét által támasztott speciális követelményeknek megfelelő műszerkészletet terveztem, annak prototípusát elkészítettem, modelleken és kadávereken teszteltem. A véglegesnek ítélt műszereket legyártattam és elkezdtem intraoperatív alkalmazásukat.
6. Összefoglaltam az acetabulum protézis kapcsán várható szövődményeket. Az irodalmi adatokat saját boncolási tapasztalataimmal egészítettem ki. Célzott vizsgálatokat végeztem az ISG technika alkalmazása során, a supraacetabuláris régióban várható szövődmények tisztázására.
7. Elkezdtem a műtét klinikai alkalmazását. 3 beteget operáltam meg, szövődmény nem volt. A leghosszabb utánkövetési idő 11 hónap.



## 6. Összefoglalás

Dolgozatomban a Debreceni Egyetem Ortopédiai Klinikáján a 2008-2014-ig terjedő időszakban végzett kutatásaimról számolok be. Érdeklődésem középpontjában a diszpláziás *acetabulum* protetizálásának kérdése áll. A Klinikán több mint 50 év alatt felhalmozódott kollektív tudás, a magyar, illetve a nemzetközi irodalom áttekintése és 20 éves személyes szakmai tapasztalatom alapján is bátran kijelenthető, hogy ez a kérdés a mai napig nem tekinthető megoldottnak.

A szerteágazó és igen bőséges kutatási anyag ellenére még a vápa elhelyezésében sem alakult ki egységes szemlélet. Széles tábora van a primer rotációs centrumba való beültetésnek, de a graft használatával járó szövődmények sokakat a kraniális, vagy mediális pozicionálás irányába terelnek. Egyetértés kizárólag abban van, hogy a vápa lateralizálása mechanikai eredetű, korai lazulást okoz.

A graft használata szintén neuralgikus kérdés. A beépülés elmaradása vagy a késői felszívódás kétségtelen tények. Napjainkra egyértelműnek látszik, hogy a cementnélküli technikával kombinált autológ strukturális graft biztosítja a legjobb eredményeket. Ebben a kérdésben a biomimetikus szintetikus anyagok használatának elterjedése áttörést hozhat. Klinikánkon nyilvánvaló biomechanikai előnyei miatt a protézis vápának a csípő primer rotációs centrumába történő beültetését preferáljuk. A témában folytatott vizsgálódásaim során arra a következtetésre jutottam, hogy a grafttal kapcsolatos problémák részben mechanikai, részben biológiai eredetűek. A graft instabilitása megakadályozhatja a beültetett csont revaszkularizációját, ami az átépülés elmaradását okozza. A biológiai feltételek szempontjából nagyon fontos a lehető legnagyobb érintkező felszínnek biztosítása és a kontaktusba kerülő csontok biológiai minősége, aktivitása.

Erről az alapról indulva dolgoztam ki az Intraosseális Strukturális Graft technikát, melynek vezérelve a fent részletezett szempontok minél teljesebb érvényesítése volt. Az eljárás lényege, hogy az *acetabulum* kraniális részén egy proximálisan nyelezett kortiko-spongiózus lemezt alakítok ki, melyet laterális irányba kihajlítok. Az így kialakított térbe ütöm be disztális irányból a combfejből kivágott ék alakú graftot, melyet csavarral stabilizálok. A vápát az így kialakított helyre ütöm be.

3D modellek felhasználásával tisztáztam a beavatkozás szempontjából fontos anatómiai és biomechanikai kérdéseket. Áttekintettem az irodalomban előforduló klasszifikációkat. Hajlítási tesztekkel bizonyítottam, hogy a proximálisan nyelezett kortikospongiózus lemez a technika által megkövetelt mértékig laterális irányba kihajlítható. Műszerkészletet fejlesztettem, melyet bonctermi vizsgálatok során teszteltünk, a többszöri módosítás után megfelelőnek ítélt prototípusokat műtéti alkalmazásra megfelelő minőségben legyártattam. Referenciaként a világszerte elterjedt, klinikánkon is évtizedek óta alkalmazott ún. *Harris* plasztikát választottam. Anyagvizsgáló berendezésen végzett mérésorozattal igazoltam, hogy az ISG technika során alkalmazott oszteosintézis stabilitása szignifikánsan nem különbözik a *Harris* plasztikáétól. Geometriai módszerekkel bizonyítottam, hogy az ISG technika során kialakított kontakt felszínnek nagysága közel kétszerese a *Harris* plasztikánál számoltak. Kockázatelemzést végeztem, melynek alapján az ISG technika során várható szövődmények arányát nem találtam magasabbnak a *Harris* plasztikáénál.

Ezen kísérletek során 35 háromdimenziós modellt készítettünk és dolgoztunk fel, 20 kadáver 39 csípőjén végeztünk boncolásokat, geometriai és biomechanikai méréseket.

Elkezdtem az eljárás klinikai alkalmazását. A dolgozat befejezéséig három műtétet végeztem el. Eddigi tapasztalataim megfelelnek az előzetes elvárásoknak.



---

## Summary

In my present work I reported on my research conducted at the University of Debrecen, Department of Orthopaedics between 2008-2014. My interest is focused on the replacement of the dysplastic acetabulum. Based on over 50 years of accumulated knowledge at our Clinic, the review of numerous Hungarian and international literature, and 20 years of experience, I can conclude that this question has not been solved.

In spite of the very diverse and substantial research, there is still a lack of agreement about the proper placement of the acetabular component. There is wide support for placing the cup in the primary rotational center, but due to the complications associated with bone graft implantation many accept the slightly cranial or medial position. Only consensus is that lateral placement causes early mechanical loosening.

The use of a bone graft is also a topic of debate. Failure to incorporate or late reabsorption are undeniable facts. Presently, it seems clear that uncemented techniques combined with structural autologous graft gives the best results. On this issue, the widespread use of synthetic biomimetic materials could bring a breakthrough. At our Department, because of the obvious biomechanical advantages, we prefer to implant the acetabular component in the primary rotational center of the dysplastic cup. During my investigations on the subject I came to the conclusion that the problems associated with the graft are in part mechanical, and in part biological in origin. The instability of the graft-host relationship could prevent the revascularization of the implanted bone, which in turn causes the lack of incorporation. From a biological point of view it is extremely important to ensure as much contact surface as possible, and also the biologic quality and activity of the implanted bone.

Starting from this basis I worked out the Intraosseous Structural Graft technique, which is guided by the considerations outlined above. The essence of the method is that at the cranial part of the dysplastic acetabulum a proximally attached cortico-spongious plate is chiseled and bent laterally. In the space so provided I impact a wedge shaped bone graft taken from the femoral head from the distal direction.

I clarified the most important anatomical and biomechanical issues of the intervention using 3D models. I reviewed the classifications in the literature. I performed tests aimed at proving that the proximally fixed cortico-spongious plate could be bent laterally in the desired amount without fracture of the attachment. I developed surgical instruments to aid the technique, they were tested in cadaver operations, modified based on the experiments, and prototypes were made for surgical use. The world-wide accepted Harris acetabular plasty, which has been used at our Clinic for decades was used as the comparative reference. With a series of measurements on a material testing apparatus I proved that the stability of the osteo- syntheses used in the ISG technique is not significantly different from the Harris plasty. Geometric methods proved that the size of the bony contact surfaces in the ISG technique is nearly twice the Harris method. A risk analysis was carried out, based on which I found that the expected rate of complications during the ISG technique is not higher in the Harris technique.

In these experiments 35 3-D models were prepared and analysed, and on 39 hips of 20 cadavers geometric, and biomechanical measurements were performed.

I started the clinical application of the procedure. Until the close of this study 3 surgeries were performed successfully. My surgical experience corresponded with the expectations.



## 7. Tárgyszavak

1. Acetabulum
2. Csípőízület
3. Csontdefektus
4. Diszplázia
5. Graft
6. Protetizálás
7. Protézis vápa
8. Új eljárás

## Keywords

1. Acetabulum
2. Hip joint
3. Lack of bone
4. Dysplasia
5. Graft
6. Replacement
7. Prosthesis cup
8. New method



## 8. Irodalomjegyzék

1. Hungarian Arthroplasty Register 2010. 2010 [2010.07.]; Available from: <http://www.doki.net/mpr>.
2. Abeyta PN, Namba RS, Janku GV, Murray WR, Kim HT. Reconstruction of major segmental acetabular defects with an oblong-shaped cementless prosthesis: a long-term outcomes study. *J Arthroplasty* 2008 Feb;23(2):247-53, 10.1016/j.arth.2007.01.024.
3. Anderson MJ, Harris WH. Total hip arthroplasty with insertion of the acetabular component without cement in hips with total congenital dislocation or marked congenital dysplasia. *J Bone Joint Surg Am* 1999 Mar;81(3):347-54.
4. Aust JC, Bredenberg CE, Murray DG. Mechanisms of arterial injuries associated with total hip replacement. *Archives of surgery* 1981 Mar;116(3):345-9.
5. Bauer TW, Muschler GF. Bone graft materials. An overview of the basic science. *Clin Orthop Relat Res* 2000 Feb(371):10-27.
6. Bobak P, Wroblewski BM, Siney PD, Fleming PA, Hall R. Charnley low-friction arthroplasty with an autograft of the femoral head for developmental dysplasia of the hip. The 10- to 15-year results. *J Bone Joint Surg Br* 2000 May;82(4):508-11.
7. Bozic KJ, Freiberg AA, Harris WH. The high hip center. *Clin Orthop Relat Res* 2004 Mar(420):101-5.
8. Brencsán J, Krúdy E. Új orvosi szótár : orvosi kifejezések magyarázata. Budapest: Akadémiai Kiadó; 1983.
9. Chougle A, Hemmady MV, Hodgkinson JP. Severity of hip dysplasia and loosening of the socket in cemented total hip replacement. A long-term follow-up. *J Bone Joint Surg Br* 2005 Jan;87(1):16-20.
10. Cohen B, Bhamra M, Ferris BD. Delayed sciatic nerve palsy following total hip arthroplasty. *The British journal of clinical practice* 1991 Winter;45(4):292-3.
11. Crowe JF, Mani VJ, Ranawat CS. Total hip replacement in congenital dislocation and dysplasia of the hip. *J Bone Joint Surg Am* 1979 Jan;61(1):15-23.
12. Decking R, Brunner A, Decking J, Puhl W, Gunther KP. Reliability of the Crowe und Hartofilakidis classifications used in the assessment of the adult dysplastic hip. *Skeletal radiology* 2006 May;35(5):282-7, 10.1007/s00256-005-0061-5.
13. Delp SL, Wixson RL, Komattu AV, Kocmond JH. How superior placement of the joint center in hip arthroplasty affects the abductor muscles. *Clin Orthop Relat Res* 1996 Jul(328):137-46.
14. Dhakshyani R, Nukman Y, Abu Osman NA. Rapid prototyping models for dysplastic hip surgeries in Malaysia. *European Journal of Orthopaedic Surgery & Traumatology* 2012 2012/01/01;22(1):41-6, 10.1007/s00590-011-0778-x.



15. Dong XN, Guo XE. Prediction of cortical bone elastic constants by a two-level micromechanical model using a generalized self-consistent method. *Journal of biomechanical engineering* 2006 Jun;128(3):309-16, 10.1115/1.2187039.
16. Dunn PM. The anatomy and pathology of congenital dislocation of the hip. *Clin Orthop Relat Res* 1976 Sep(119):23-7.
17. Edwards BN, Tullos HS, Noble PC. Contributory factors and etiology of sciatic nerve palsy in total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 1987 May(218):136-41.
18. Eftekhar NS. Principles of total hip arthroplasty. Saint Louis: C. V. Mosby; 1978.
19. Fares SH, Bassam AM, Donald SG, Clive PD. Instructional course lectures, The American Academy of Orthopaedic Surgeons – primary total replacement of the dysplastic hip. *J Bone Joint Surg Am* 1999(81):1462-82.
20. Fernandez-Palazzi F, Caviglia H, Comando D, Vizona Dalla Posta D, Vallejos N. Vascularised iliac graft as a method of acetabular augmentation in subluxed hip in adolescents. *Int Orthop* 2009 Feb;33(1):89-93, 10.1007/s00264-008-0525-z.
21. Fessy MH, N'Diaye A, Carret JP, Fischer LP. Locating the center of rotation of the hip. *Surg Radiol Anat* 1999;21(4):247-50.
22. Feugier P, Fessy MH, Bejui J, Bouchet A. Acetabular anatomy and the relationship with pelvic vascular structures. Implications in hip surgery. *Surg Radiol Anat* 1997;19(2):85-90.
23. Fleming RE, Jr., Michelsen CB, Stinchfield FE. Sciatic paralysis. A complication of bleeding following hip surgery. *J Bone Joint Surg Am* 1979 Jan;61(1):37-9.
24. Furnes O, Havelin L, Espehaug B, Steindal K, Sores TE. Norwegian Arthroplasty Register, Report 2008. 2008 [2008.07.]; Available from: <http://nrlweb.ihelse.net>.
25. Garellick G, Kärrholm J, Rogmark C, Herberts P. Swedish Hip Arthroplasty Register, Annual Report 2008. 2008 [2010.06.01.]; Available from: <http://www.jru.orthop.gu.se>.
26. Gerber SD, Harris WH. Femoral head autografting to augment acetabular deficiency in patients requiring total hip replacement. A minimum five-year and an average seven-year follow-up study. *J Bone Joint Surg Am* 1986 Oct;68(8):1241-8.
27. Gill TJ, Sledge JB, Muller ME. Total hip arthroplasty with use of an acetabular reinforcement ring in patients who have congenital dysplasia of the hip. Results at five to fifteen years. *J Bone Joint Surg Am* 1998 Jul;80(7):969-79.
28. Hampton BJ, Harris WH. Primary cementless acetabular components in hips with severe developmental dysplasia or total dislocation. A concise follow-up, at an average of sixteen years, of a previous report. *J Bone Joint Surg Am* 2006 Jul;88(7):1549-52, 10.2106/JBJS.E.00624.
29. Hardinge K. The direct lateral approach to the hip. *J Bone Joint Surg Br* 1982;64(1):17-9.



30. Harley JM, Wilkinson JA. Hip replacement for adults with unreduced congenital dislocation. A new surgical technique. *J Bone Joint Surg Br* 1987 Nov;69(5):752-5.
31. Harris WH, Crothers O, Oh I. Total hip replacement and femoral-head bone-grafting for severe acetabular deficiency in adults. *J Bone Joint Surg Am* 1977 Sep;59(6):752-9.
32. Hartofilakidis G, Stamos K, Karachalios T, Ioannidis TT, Zacharakis N. Congenital hip disease in adults. Classification of acetabular deficiencies and operative treatment with acetabuloplasty combined with total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 1996 May;78(5):683-92.
33. Hartofilakidis G, Yiannakopoulos CK, Babis GC. The morphologic variations of low and high hip dislocation. *Clin Orthop Relat Res* 2008 Apr;466(4):820-4, 10.1007/s11999-008-0131-9.
34. Hasegawa Y, Iwata H, Iwase T, Kawamoto K, Iwasada S. Cementless total hip arthroplasty with autologous bone grafting for hip dysplasia. *Clin Orthop Relat Res* 1996 Mar(324):179-86.
35. Hendrich C, Mehling I, Sauer U, Kirschner S, Martell JM. Cementless acetabular reconstruction and structural bone-grafting in dysplastic hips. *J Bone Joint Surg Am* 2006 Feb;88(2):387-94, 10.2106/JBJS.D.02373.
36. Hess WE, Umber JS. Total hip arthroplasty in chronically dislocated hips. Follow-up study on the protrusio socket technique. *J Bone Joint Surg Am* 1978 Oct;60(7):948-54.
37. Hirakawa K, Mitsugi N, Koshino T, Saito T, Hirasawa Y, et al. Effect of acetabular cup position and orientation in cemented total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 2001 Jul(388):135-42.
38. Hopkins NF, Vanhegan JA, Jamieson CW. Iliac aneurysm after total hip arthroplasty. Surgical management. *J Bone Joint Surg Br* 1983 May;65(3):359-61.
39. Ikeuchi M, Kawakami T, Kitaoka K, Okanoue Y, Tani T. Total hip arthroplasty with a sliding iliac graft for acetabular dysplasia. *J Bone Joint Surg Br* 2005 May;87(5):635-9, 87-B/5/635 [pii] 10.1302/0301-620X.87B5.15427.
40. Ito H, Tanino H, Yamanaka Y, Nakamura T, Minami A, et al. The Chiari pelvic osteotomy for patients with dysplastic hips and poor joint congruency: long-term follow-up. *J Bone Joint Surg Br* 2011 Jun;93(6):726-31, 10.1302/0301-620X.93B6.26178.
41. Jacobs LG, Buxton RA. The course of the superior gluteal nerve in the lateral approach to the hip. *J Bone Joint Surg Am* 1989 Sep;71(8):1239-43.
42. Jasty M, Harris WH. Salvage total hip reconstruction in patients with major acetabular bone deficiency using structural femoral head allografts. *J Bone Joint Surg Br* 1990 Jan;72(1):63-7.
43. Jeffers JR, Roques A, Taylor A, Tuke MA. The problem with large diameter metal-on-metal acetabular cup inclination. *Bull NYU Hosp Jt Dis* 2009;67(2):189-92.



44. Jensen JS, Retpen JB, Arnoldi CC. Arthroplasty for congenital hip dislocation. Techniques for acetabular reconstruction. *Acta Orthop Scand* 1989 Feb;60(1):86-92.
45. Johanson NA, Pellicci PM, Tsairis P, Salvati EA. Nerve injury in total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 1983 Oct(179):214-22.
46. Johnston RC, Brand RA, Crowninshield RD. Reconstruction of the hip. A mathematical approach to determine optimum geometric relationships. *J Bone Joint Surg Am* 1979 Jul;61(5):639-52.
47. Kalamchi A, MacEwen GD. Avascular necrosis following treatment of congenital dislocation of the hip. *J Bone Joint Surg Am* 1980 Sep;62(6):876-88.
48. Kato K, Ochiai S, Yamamoto A, Daigo Y, Honma K, et al. Novel multilayer Ti foam with cortical bone strength and cytocompatibility. *Acta Biomater* 2013 Mar;9(3):5802-9, 10.1016/j.actbio.2012.11.018.
49. Keating EM, Ritter MA, Faris PM. Structures at risk from medially placed acetabular screws. *J Bone Joint Surg Am* 1990 Apr;72(4):509-11.
50. Kerboul M, Mathieu M, Sauzieres P. Total hip replacement for congenital dislocation of the hip. In: Postel M, editor. *Total hip replacement*. Berlin ; New York: Springer-Verlag; 1986. p. 51-6.
51. Kiss F, Szentágothai J. *Az ember anatómiájának atlasza*. Budapest: Medicina Könyvkiadó; 1980.
52. Kobayashi S, Saito N, Nawata M, Horiuchi H, Iorio R, et al. Total hip arthroplasty with bulk femoral head autograft for acetabular reconstruction in developmental dysplasia of the hip. *J Bone Joint Surg Am* 2003 Apr;85-A(4):615-21.
53. Lamerigts NM, Buma P, Huiskes R, Schreurs W, Gardeniers J, et al. Incorporation of morsellized bone graft under controlled loading conditions. A new animal model in the goat. *Biomaterials* 2000 Apr;21(7):741-7.
54. Lee KW, Hyun JY, Yi JW. Threatening external iliac vein injury during total hip arthroplasty. *J Kyung Hee Univ Med Cent* 2011(27):60-4.
55. Levine BR, Sporer S, Poggie RA, Della Valle CJ, Jacobs JJ. Experimental and clinical performance of porous tantalum in orthopedic surgery. *Biomaterials* 2006 Sep;27(27):4671-81, 10.1016/j.biomaterials.2006.04.041.
56. Lewallen DG. Neurovascular injury associated with hip arthroplasty. *Instr Course Lect* 1998;47:275-83.
57. Liu Q, Zhou YX, Xu HJ, Tang J, Guo SJ, et al. Safe zone for transacetabular screw fixation in prosthetic acetabular reconstruction of high developmental dysplasia of the hip. *J Bone Joint Surg Am* 2009 Dec;91(12):2880-5, 10.2106/JBJS.H.01752.
58. Mallory TH. Rupture of the common iliac vein from reaming the acetabulum during total hip replacement. A case report. *J Bone Joint Surg Am* 1972 Mar;54(2):276-7.



59. Martin RB. Determinants of the mechanical properties of bones. *J Biomech* 1991;24 Suppl 1:79-88.
60. Matos MH, Amstutz HC, Machleder HI. Ischemia of the lower extremity after total hip replacement. *J Bone Joint Surg Am* 1979 Jan;61(1):24-7.
61. Mendes DG, Said MS, Aslan K. Classification of adult congenital hip dysplasia for total hip arthroplasty. *Orthopedics* 1996 Oct;19(10):881-7; quiz 8-9.
62. Mersich I, Kiss J, Perlaky G. Komputertomográfia szerepe szekunder coxarthrosis esetében a protézis beültetés tervezésében. *Magyar Traumatológia Ortopédia Kézsebészet Plasztikai Sebészet* 1998;41(3):215-22.
63. Mulroy RD, Jr., Harris WH. Failure of acetabular autogenous grafts in total hip arthroplasty. Increasing incidence: a follow-up note. *J Bone Joint Surg Am* 1990 Dec;72(10):1536-40.
64. Nachbur B, Meyer RP, Verkkala K, Zurcher R. The mechanisms of severe arterial injury in surgery of the hip joint. *Clin Orthop Relat Res* 1979 Jun(141):122-33.
65. Nercessian OA, Macaulay W, Stinchfield FE. Peripheral neuropathies following total hip arthroplasty. *J Arthroplasty* 1994 Dec;9(6):645-51.
66. Okamoto T, Inao S, Gotoh E, Ando M. Primary Charnley total hip arthroplasty for congenital dysplasia: effect of improved techniques of cementing. *J Bone Joint Surg Br* 1997 Jan;79(1):83-6.
67. Oleksak M, Edge AJ. Compression of the sciatic nerve by methylmethacrylate cement after total hip replacement. *J Bone Joint Surg Br* 1992 Sep;74(5):729-30.
68. Pagnano MW, Hanssen AD, Lewallen DG, Shaughnessy WJ. The effect of superior placement of the acetabular component on the rate of loosening after total hip arthroplasty - Long-term results in patients who have Crowe type-II congenital dysplasia of the hip. *Journal of Bone and Joint Surgery-American Volume* 1996 Jul;78A(7):1004-14.
69. Pagnano W, Hanssen AD, Lewallen DG, Shaughnessy WJ. The effect of superior placement of the acetabular component on the rate of loosening after total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 1996 Jul;78(7):1004-14.
70. Parfenchuck TA, Young TR. Intraoperative arterial occlusion in total joint arthroplasty. *J Arthroplasty* 1994 Apr;9(2):217-20.
71. Patil N, Lee K, Goodman SB. Porous tantalum in hip and knee reconstructive surgery. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2009 Apr;89(1):242-51, 10.1002/jbm.b.31198.
72. Pauwels F. Biomechanics of the locomotor apparatus : contributions on the functional anatomy of the locomotor apparatus. Berlin ; New York: Springer-Verlag; 1980.
73. Pemberton PA. Pericapsular osteotomy of the ilium for the treatment of congenitally dislocated hips. *Clin Orthop Relat Res* 1974 Jan-Feb(98):41-54.



74. Pess GM, Lusskin R, Waugh TR, Battista AE. Femoral neuropathy secondary to pressurized cement in total hip replacement: treatment by decompression and neurolysis. Report of a case. *J Bone Joint Surg Am* 1987 Apr;69(4):623-5.
75. Peterson CA, Lewallen DG. Periprosthetic fracture of the acetabulum after total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 1996 Aug;78(8):1206-13.
76. Radojevic B, Zlatic M. An L-shaped bone graft for acetabular deficiency. *J Bone Joint Surg Br* 1990 Jan;72(1):152-3.
77. Ratliff AH. Arterial injuries after total hip replacement. *J Bone Joint Surg Br* 1985 Aug;67(4):517-8.
78. Renner A. Traumatológia. Budapest: Medicina Könyvkiadó; 2000.
79. Ross LM, Laperti ED. Atlas of anatomy. Stuttgart: Georg Thieme Verlag; 2006.
80. Rue JP, Inoue N, Mont MA. Current overview of neurovascular structures in hip arthroplasty: anatomy, preoperative evaluation, approaches, and operative techniques to avoid complications. *Orthopedics* 2004 Jan;27(1):73-81; quiz 2-3.
81. Russotti GM, Harris WH. Proximal placement of the acetabular component in total hip arthroplasty. A long-term follow-up study. *J Bone Joint Surg Am* 1991 Apr;73(4):587-92.
82. Sagherian BH, Claridge RJ. Porous tantalum as a structural graft in foot and ankle surgery. *Foot Ankle Int* 2012 Mar;33(3):179-89.
83. Salter RB. Editorial: Osteotomy of the pelvis. *Clin Orthop Relat Res* 1974 Jan-Feb(98):2-4.
84. Sanzen L, Fredin HO, Johnsson K, Nosslin B. Fate of bone grafts in acetabular roof reconstructions assessed by roentgenography and scintigraphy. *Clin Orthop Relat Res* 1988 Jun(231):103-9.
85. Schmalzried TP, Amstutz HC, Dorey FJ. Nerve palsy associated with total hip replacement. Risk factors and prognosis. *J Bone Joint Surg Am* 1991 Aug;73(7):1074-80.
86. Seddon HJ. A Classification of Nerve Injuries. *British medical journal* 1942 Aug 29;2(4260):237-9.
87. Shaughnessy WJK, Fitzgerald RH. Long-term results of total hip arthroplasty in patients with high congenital dislocation of the hip. *Orthop Trans* 1989;13.
88. Shinar AA, Harris WH. Bulk structural autogenous grafts and allografts for reconstruction of the acetabulum in total hip arthroplasty. Sixteen-year-average follow-up. *J Bone Joint Surg Am* 1997 Feb;79(2):159-68.
89. Shoefeld NA, Stuchin SA, Pearl R, Haveson S. The management of vascular injuries associated with total hip arthroplasty. *J Vasc Surg* 1990 Apr;11(4):549-55.



90. Siliski JM, Scott RD. Obturator-nerve palsy resulting from intrapelvic extrusion of cement during total hip replacement. Report of four cases. *J Bone Joint Surg Am* 1985 Oct;67(8):1225-8.
91. Solheim LF, Hagen R. Femoral and sciatic neuropathies after total hip arthroplasty. *Acta Orthop Scand* 1980 Jun;51(3):531-4.
92. Spangehl MJ, Berry DJ, Trousdale RT, Cabanela ME. Uncemented acetabular components with bulk femoral head autograft for acetabular reconstruction in developmental dysplasia of the hip: results at five to twelve years. *J Bone Joint Surg Am* 2001 Oct;83-A(10):1484-9.
93. Staheli LT, Chew DE. Slotted acetabular augmentation in childhood and adolescence. *Journal of pediatric orthopedics* 1992 Sep-Oct;12(5):569-80.
94. Stans AA, Pagnano MW, Shaughnessy WJ, Hanssen AD. Results of total hip arthroplasty for Crowe Type III developmental hip dysplasia. *Clin Orthop Relat Res* 1998 Mar(348):149-57.
95. Stevenson S, Emery SE, Goldberg VM. Factors affecting bone graft incorporation. *Clin Orthop Relat Res* 1996 Mar(324):66-74.
96. Stubbs DH, Dorner DB, Johnston RC. Thrombosis of the iliofemoral artery during revision of a total hip replacement. A case report. *J Bone Joint Surg Am* 1986 Mar;68(3):454-5.
97. Szendrői M. Ortopédia. Budapest: Semmelweis Kiadó; 2005.
98. Szentágothai J, Réthelyi M. Funkcionális anatómia. Budapest: Medicina Könyvkiadó 2002.
99. Szepesi K, Rigo J, Biro B, Fazekas K, Poti L. Pemberton's pericapsular osteotomy for the treatment of acetabular dysplasia. *Journal of pediatric orthopedics Part B* 1996 Fall;5(4):252-8.
100. Tiruveedhula M, Reading IC, Clarke NM. Failed Pavlik harness treatment for DDH as a risk factor for avascular necrosis. *Journal of pediatric orthopedics* 2015 Mar;35(2):140-3, 10.1097/BPO.0000000000000236.
101. Udvarhelyi I. Vápatetőképzés sekély vápa pótlására csípőízületi arthroplastica során. *Magyar Traumatológia Ortopédia Kézsebészet Plasztikai Sebészet* 1980(23):288-92.
102. Wagner M, Frigg R. A töréskezelés AO kézikönyve. Budapest: Medicina Könyvkiadó; 2010.
103. Wasielewski RC, Cooperstein LA, Kruger MP, Rubash HE. Acetabular anatomy and the transacetabular fixation of screws in total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 1990 Apr;72(4):501-8.



104. Wasielewski RC, Galat DD, Sheridan KC, Rubash HE. Acetabular anatomy and transacetabular screw fixation at the high hip center. *Clin Orthop Relat Res* 2005 Sep;438:171-6.
105. Wolfgang GL. Femoral head autografting with total hip arthroplasty for lateral acetabular dysplasia. A 12-year experience. *Clin Orthop Relat Res* 1990 Jun(255):173-85.
106. Woodburne RT, Burkel WE. *Essentials of human anatomy*. 9th ed. New York: Oxford University Press; 1994.
107. Wooten SL, McLaughlin RE. Iliacus hematoma and subsequent femoral nerve palsy after penetration of the medial acetabular wall during total hip arthroplasty. Report of a case. *Clin Orthop Relat Res* 1984 Dec(191):221-3.
108. Yamaguchi T, Naito M, Asayama I, Shiramizu K. Cementless total hip arthroplasty using an autograft of the femoral head for marked acetabular dysplasia: case series. *J Orthop Surg (Hong Kong)* 2004 Jun;12(1):14-8.
109. Yiannakopoulos CK, Xenakis T, Karachalios T, Babis GC, Hartofilakidis G. Reliability and validity of the Hartofilakidis classification system of congenital hip disease in adults. *Int Orthop* 2009 Apr;33(2):353-8, 10.1007/s00264-007-0472-0.
110. Zahár Á, Skriba E, Papik K. Vápatetőképzés totál csípőízületi endoprotézis beültetése során. *Magyar Traumatológia Ortopédia Kézsebészet Plasztikai Sebészet* 2003(46):17-25.
111. Zhang H, Huang Y, Zhou YX, Zhou YX, Lv M, et al. Acetabular medial wall displacement osteotomy in total hip arthroplasty: a technique to optimize the acetabular reconstruction in acetabular dysplasia. *J Arthroplasty* 2005 Aug;20(5):562-7, 10.1016/j.arth.2005.04.007.



## 9. Publikációs lista



DEBRECENI EGYETEM  
EGYETEMI ÉS NEMZETI KÖNYVTÁR

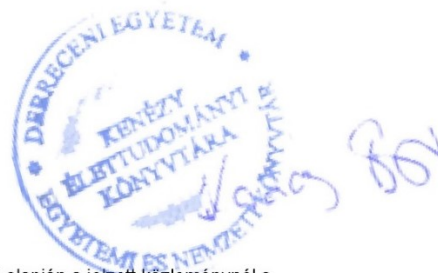


Nyilvántartási szám: DEENK/124/2015.PL  
Tárgy: PhD Publikációs Lista

Jelölt: Szabó János  
Neptun kód: SEKQAW  
Doktori Iskola: Klinikai Orvostudományok Doktori Iskola  
MTMT azonosító: 10036821

### A PhD értekezés alapjául szolgáló közlemények

1. **Szabó, J.**, Manó, S., Kiss, L., Jónás, Z., Csemátóny, Z.: Intraosseous structural graft technique: A new surgical concept in the treatment of superolateral defects in case of dysplastic acetabulum, during hip replacement surgery biomechanical and cadaver experimentations. *Eur. J. Orthop. Surg. Traumatol.* 24 (8), 1447-1453, 2014.  
IF: 0.181\* (2012)
2. **Szabó, J.**, Manó, S., Lőrinc, Á., Gyórfi, G., Kiss, L., Csemátóny, Z.: The biological and biomechanical comparison of two bulk bone graft techniques used in case of dysplastic acetabulum. *Eur. J. Orthop. Surg. Traumatol.* 24 (5), 679-684, 2014.  
DOI: <http://dx.doi.org/10.1007/s00590-013-1246-6>  
IF: 0.181\* (2012)



\*Az Orvostudományi DT 2014. december 5-i határozata (ODT 127/5) alapján a jelzett közleménynél a benyújtáskor ismert impakt faktor került feltüntetésre.

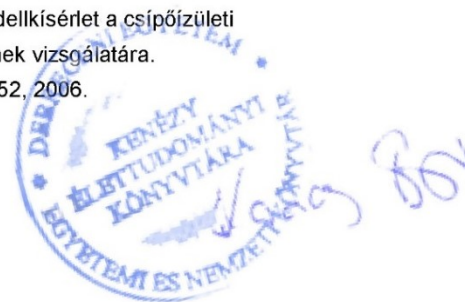


DEBRECENI EGYETEM  
EGYETEMI ÉS NEMZETI KÖNYVTÁR



### További Közlemények

3. Manó, S., Pálincás, J., **Szabó, J.**, Nagy, J.T., Bakó, K., Csernátó, Z.: Application of a vibrating device for the prevention of flexion contracture after total knee arthroplasty.  
*Eur. J. Orthop. Surg. Traumatol.* 25 (1), 167-172, 2015.  
DOI: <http://dx.doi.org/10.1007/s00590-014-1466-4>
4. **Szabó J.**, Muraközy K., Manó S.: Az ér- és idegsérülések kockázata az acetabulum protézisálása során.  
*Biomech. Hung.* 6 (2), 34-41, 2014.
5. **Szabó, J.**, Laczkó, A., Kiss, L.: Does the classification systems used in case of dysplastic hips actually aid in the planning of the acetabular replacement?  
*Biomech. Hung.* 2 (1), 39-46, 2013.
6. **Szabó, J.**, Manó, S., Lőrincz, Á., Gyórfi, G., Kiss, L.: Instrument development for acetabular roof plasty in case of dysplastic acetabular replacement.  
*Biomech. Hung.* 5 (1), 31-38, 2012.
7. **Szabó J.**, Bakó K., Manó S., Csernátó Z.: A fájdalomingerület-vezetés spinális gátlásának elvét felhasználó térdmozgató készülék bemutatása.  
*Biomech. Hung.* 5 (1), 39-43, 2012.
8. Jónás, Z., Kiss, L., **Szabó, J.**, Soltész, I., Gáspár, L., Csernátó, Z.: Our experiences with the surgical treatment of plantar fasciitis.  
*Eur. J. Orthop. Surg. Traumatol.* 20 (3), 225-227, 2010.  
DOI: <http://dx.doi.org/10.1007/s00590-009-0553-4>  
IF:0.146
9. **Szabó J.**, Szabó S., Jónás Z., Kiss L., Csernátó Z.: Modellkísérlet a csípőízületi endoprotézisfejek lehetséges intraoperatív sérülésének vizsgálatára.  
*Magyar Traum. Ort. Kézs. Plaszt. Seb.* 49 (2), 147-152, 2006.





DEBRECENI EGYETEM  
EGYETEMI ÉS NEMZETI KÖNYVTÁR



10. Gáspár, L., Dezső, B., Csernátó, Z., Szabó, J., Szekanecz, Z., Szepesi, K., Matesz, K.:  
Capsular neuronal elements and their relation to pain reduction and functional improvement following total hip replacement.  
*Int. Orthop.* 28 (3), 142-145, 2004.  
DOI: <http://dx.doi.org/10.1007/s00264-004-0539-0>  
IF:0.584

A közlő folyóiratok összesített impakt faktora: 1,092

A közlő folyóiratok összesített impakt faktora (az értekezés alapjául szolgáló közleményekre):  
0,362

A DEENK a Jelölt által az iDEa Tudóstérbe feltöltött adatok bibliográfiai és tudományometriai ellenőrzését a tudományos adatbázisok és a Journal Citation Reports Impact Factor lista alapján elvégezte.

Debrecen, 2015.06.05.





---

## **10. Etikai nyilatkozat**

Vizsgálatainkat a DE OEC Tudományos Bizottsága Regionális és Intézményi Kutatásetikai Bizottsága 2863-2008, (kelt:2008.okt.27.) kutatási engedélye alapján végeztük.



## 11. Köszönetnyilvánítás

Ez a dolgozat nem jött volna létre Csernátony Zoltán iskolateremtő munkája nélkül.

Igazgatása alatt az Ortopéd Klinikán olyan szellemi, tudományos közeget alakított ki, amelyben az új gondolatok szabadon kibontakozhatnak. A kutatás szellemi légkörének biztosítása mellett sokat tett a tárgyi feltételek megteremtéséért is. Ebben különösen a Pathológia Intézettel kialakított jó kapcsolat, illetve a Debreceni Egyetem Biomechanikai Laboratóriumának megalapítása és működtetése kiemelkedő.

Mindezek mellett hálás vagyok támogatásáért és különösen türelméért, kitartásáért, melyeket publikációim számos változatának elolvastatásával alaposan próbára tettem.

Különös köszönettel tartozom Manó Sándor tudományos munkatársunknak, a Biomechanikai Laboratórium vezetőjének, aki fáradhatatlan lelkesedéssel, számomra lenyűgöző mérnöki tudásával, gondos precíz munkájával vett részt a biomechanikai mérésekben és publikációim összeállításában.

Köszönöm Jónás Zoltán célratörő megállapításait. Lényeglátásával számos zsákutcából kiterelt, az első műtéteknél erős támaszom volt.

Hálás vagyok Kiss Lászlónak, aki nélkülözhetetlen munkát végzett eredményeim publikálásának területén.

Köszönettel tartozom Győrfi Gyulának, Laczkó Andrásnak, Lőrincz Ádámnak, Muraközy Katalinnak és Szabó Dánielnek a kutatások során nyújtott önzetlen segítségükért.

Köszönöm a Pathológia Intézet és az Ortopédiai Klinika szakdolgozóinak türelmét, segítő közreműködését.

Végtelen hálával tartozom szeretteimnek, akik egész életemben mellettem álltak, hittek bennem és nem hagytak el a nehéz időkben.